



Conception et modélisation modulaire d'un robot bio-inspiré extensible pour l'accès aux tumeurs dans le cerveau

Matthieu Alric

► To cite this version:

Matthieu Alric. Conception et modélisation modulaire d'un robot bio-inspiré extensible pour l'accès aux tumeurs dans le cerveau. Automatique / Robotique. Université Blaise Pascal - Clermont-Ferrand II, 2009. Français. NNT : 2009CLF21985 . tel-00724718

HAL Id: tel-00724718

<https://theses.hal.science/tel-00724718>

Submitted on 22 Aug 2012

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

Université BLAISE PASCAL – Clermont II
École Doctorale
Sciences Pour l'Ingénieur de Clermont-Ferrand

THÈSE

présentée par

Matthieu ALRIC

le 4 Décembre 2009

pour obtenir le grade de

Docteur d'Université
Spécialité : Génie Mécanique

**Conception et modélisation modulaire
d'un robot bio-inspiré extensible
pour l'accès aux tumeurs
dans le cerveau**

Soutenue publiquement le 4 Décembre 2009 devant le jury :

Philippe BIDAUD	Professeur des Universités, Université P. et M. Curie	Président
Etienne DOMBRE	Directeur de Recherche CNRS, LIRMM	Rapporteur
Gérard POISSON	Professeur des Universités, IUT de Bourges	Rapporteur
Grigore GOGU	Professeur des Universités, IFMA	Directeur de thèse
Jean-Jacques LEMAIRE	Professeur des Universités, Université d'Auvergne	Co-directeur de thèse
Frédéric CHAPELLE	Maître de Conférences, IFMA	Co-encadrant, examinateur

Remerciements

Ces travaux de doctorat, au carrefour de la robotique et de la biologie, ont été menés au Laboratoire de Mécanique et Ingénieries (LaMI) de l'Université Clermont II et de l'Institut Français de Mécanique Avancée (IFMA), en étroite collaboration avec l'Equipe de Recherche en Imagerie Médicale (ERIM) de l'Université Clermont I et le CHU de Clermont-Ferrand.

Je tiens tout d'abord à remercier :

Etienne DOMBRE, Directeur de Recherche CNRS et Directeur du Laboratoire d'Informatique, de Robotique et de Microélectronique de Montpellier (LIRMM) et

Gérard POISSON, Professeur des Universités, Directeur de l'IUT de Bourges et Chercheur à l'Institut Pluridisciplinaire de Recherche, Ingénierie des Systèmes, Mécanique, Energétique (PRISME) de l'Université d'Orléans,

pour avoir accepté d'être les rapporteurs de ce travail de thèse,

Philippe BIDAUD, Professeur des Universités et Directeur de l'Institut des Systèmes Intelligents et de Robotique (ISIR),

pour avoir accepté d'examiner ce travail et présidé le jury de soutenance de cette thèse,

Grigore GOGU, Professeur des Universités et Directeur du LaMI (IFMA et Université Clermont II),

Jean-Jacques LEMAIRE, Professeur des Universités et Praticien Hospitalier Neurochirurgien (Université Clermont I et CHU Clermont-Ferrand) et

Frédéric CHAPELLE, Maître de Conférences (IFMA et Université Clermont II),

pour avoir accepté d'être membres de ce jury de thèse mais plus spécifiquement je remercie :

Grigore GOGU, Directeur de Thèse,

pour m'avoir proposé ce travail où la créativité était le fil conducteur, pour l'encadrement général du projet et pour sa rigueur de tous les moments,

Jean-Jacques LEMAIRE, Co-Directeur de Thèse,

pour m'avoir transmis des connaissances dans un domaine loin de ma formation de base, pour son enthousiasme permanent, débordant et communicatif sur ce sujet qui amplifiait d'autant mes motivations pour ce projet innovant,

Frédéric CHAPELLE, Co-Encadrant de Thèse,

pour ses conseils et ses encouragements, qui, dans des conditions pas toujours faciles pour lui, a toujours fait preuve de la plus grande disponibilité possible, pour suivre au mieux l'état d'avancée de mes travaux, la rédaction du mémoire de thèse et celle d'articles scientifiques.

Un grand Merci à tous trois pour m'avoir proposé ce sujet de thèse où la pluridisciplinarité et l'innovation étaient des éléments clefs.

Merci aussi à la Ville de Clermont-Ferrand qui m'a décerné le 1^{er} Prix du Jeune Chercheur 2010 pour ces travaux.

Je remercie également :

Pascal RAY, Directeur de l'IFMA et précédent Directeur du LaMI,

qui a toujours soutenu mes différentes démarches pour l'obtention de la bourse de thèse, celle de vacations d'enseignement ou encore celle du poste de monitorat,

Remerciements

Khalid KOUISS, Enseignant-Chercheur à l'IFMA,

pour m'avoir aidé au niveau du choix des moteurs et de leur commande, avec qui j'ai mis en place et co-encadré un projet d'élèves-ingénieurs IFMA,

Nicolas BLANCHARD, Responsable du Centre de Transfert Technologique (CTT) de l'IFMA, l'ensemble du Personnel du CTT et plus particulièrement **Hugues PERRIN**, **Christophe VALLAT**, **Bernard LARACINE** et **Julien CHAPUT**,

pour leurs nombreux conseils dans la Conception Assistée par Ordinateur (CAO) et la fabrication de pièces du robot, pour leur aide dans le branchement électrique des moteurs du robot ou encore la réalisation des tests de déploiement du robot en milieu non confiné avec la Machine de Mesure Tridimensionnelle (MMT) du CTT,

Tous les doctorants du LaMI,

pour leur bonne humeur et l'excellent climat qui régnait au quotidien, et plus spécifiquement :

Carole MARTIN,

pour sa collaboration fructueuse et agréable sur les parties communes ou les aspects complémentaires de nos programmes de recherche,

Pierre DEBOUT,

pour son aide en programmation, optimisation, et bureautique,

Olivier DUBOIS,

pour ses conseils sur le fonctionnement de la machine de mesure d'efforts (la presse) et la réalisation des tests de mesure dans les gels d'agar-agar,

Antoine DEHEEGERD,

pour son aide lors des prises de photos et vidéos,

Les membres du LAIC et plus particulièrement :

Rémy MALGOUYRES, Professeur des Universités et **Fabien TIXIER**, Doctorant,

pour leur collaboration fructueuse sur le projet et notamment le développement du simulateur en stéréovision,

Philippe KAUFFMANN, Maître de Conférences,

pour ses conseils en terme de choix d'actionneurs et de servo-moteurs,

La pharmacie du CHU de Clermont-Ferrand,

pour m'avoir offert la possibilité de réaliser des tests de mesure en milieu « confiné » et tout particulièrement :

Jérôme COSTE et l'ensemble des praticiens,

pour la mise en place et la réalisation des tests de sélection des concentrations optimales des gels d'agar-agar,

Marion SALIEGE,

pour m'avoir si gentiment et si rapidement préparé les gels d'agar-agar pour les tests et pour le jour de ma soutenance,

Le secrétariat du LaMI et plus spécifiquement **Jacqueline GORSE**,

pour son aide administrative précieuse dans la gestion et le suivi des commandes ou des déplacements, pour sa participation aussi à l'organisation de mon « pot » de thèse,

Mes proches et amis,

pour m'avoir soutenu et supporté dans les moments importants et parfois stressants en raison des enjeux ou des impératifs à respecter, et plus particulièrement :

Ma mère,

sans qui je ne serais peut-être pas arrivé là où je suis aujourd'hui... Un gros merci du fond du coeur, pour bien plus que son aide et son soutien durant ma thèse, pour son suivi dès mon plus jeune âge, pour tout ce qu'elle a pu m'apporter durant mon parcours scolaire ou universitaire, pour son écoute de tous les instants, sa patience et ses conseils avertis, même quand mon domaine d'études s'éloignait de ses compétences...

Mes amis et hockeyeurs et plus particulièrement Laurent, Thibaud, Nicolas et Pascal,

qui se reconnaîtront, avec qui j'ai partagé plein de moments agréables au sport et en dehors, et qui ont permis que je décompresses pour repartir encore plus motivé dans mon travail...

Sommaire

Remerciements	1
Sommaire	1
Table des figures	1
Liste des tableaux	1
Résumé / Abstract	1
 Introduction	 1
 Chapitre 1 - Définition de l'application neuro-chirurgicale et choix du concept pour le robot de déploiement	 5
1.1. Définition d'un système multi-robots pour des applications en neurochirurgie telles que l'ablation de tumeurs.....	5
1.1.1. Analyse d'une opération d'ablation de tumeur cérébrale	5
1.1.1.1. Préparation de l'opération sur l'écran-moniteur de contrôle.....	5
1.1.1.2. Mise en place du dispositif physique en parallèle des différentes préparations informatiques.....	6
1.1.1.3. Début de l'opération	7
1.1.1.4. Ablation de la tumeur	9
1.1.1.5. Fin de l'opération	9
1.1.2. Avantages de l'utilisation d'un système robotique comparés aux opérations neurochirurgicales conventionnelles.....	10
1.1.3. Décomposition de l'application globale en un système multi-robots	10
1.1.3.1. Robot porteur : le « surgiscope ».....	11
1.1.3.2. Simulateur de planning pré-opératoire	12
1.1.3.3. Robot de découpe et d'ouverture.....	13
1.1.3.4. Robot de déploiement pour accéder à la tumeur	15
1.1.3.5. Robot d'ablation	15
1.1.3.6. Autres fonctionnalités à intégrer.....	16
1.1.3.7. Rôle du neurochirurgien	17
1.2. Définition de la tâche de déploiement dans le cerveau	17
1.3. Recherche d'un concept adaptable pour le choix de la structure du robot déployable	19
1.3.1. Définition des critères d'évaluation.....	19
1.3.2. Potentialités attendues des robots issus de l'état de l'art	20
1.3.2.1. Robots porteurs pour l'arthroplastie et l'orthopédie.....	20
1.3.2.2. Systèmes multi manipulateurs pour la chirurgie générale.....	20
1.3.2.3. Systèmes de neurochirurgie.....	21
1.3.2.4. Systèmes à hautes mobilités utilisés pour des tâches spécifiques de chirurgie	22
1.3.3. Evaluation des concepts des robots répertoriés en fonction de leur possible utilisation pour la tâche de déploiement.....	24
1.3.3.1. Critère 1 : déploiement longitudinal	24
1.3.3.2. Critère 2 : déploiement curviligne local	26
1.3.3.3. Critère 3 : invasivité et encombrement.....	27
1.3.3.4. Critère 4 : mobilité.....	28
1.3.3.5. Critère 5 : espace libre à l'intérieur de la structure.....	30
1.3.3.6. Résultat global de l'évaluation	31
1.4. Conclusion sur le choix conceptuel du robot de déploiement.....	32
 Chapitre 2 - Définition et modélisation du robot modulaire déployable	 34
2.1. Définition précise de la solution.....	34
2.1.1. Système modulaire.....	34
2.1.2. Description d'un module	35

2.1.2.1. Adaptabilité de la forme géométrique	35
2.1.2.2. Continuité de l'espace libre à l'intérieur de la structure	35
2.1.2.3. Degrés de liberté	35
2.1.2.4. Actionnement	35
2.1.3. Présentation de la solution retenue	37
2.2. Présentation de modélisations existantes pour des robots continus	38
2.2.1. Modélisation de l'Elephant Trunk Manipulator	38
2.2.2. Modélisation de l'OCTARM	39
2.2.3. Modélisation de l'Air-OCTOR	39
2.3. Modélisation du robot de déploiement	39
2.3.1. Paramétrage de la courbure d'un module	39
2.3.2. Chaîne cinématique associée aux mobilités d'un robot continu	40
2.3.2.1. Chaîne cinématique proposée pour Air-OCTOR et calcul de l'opérateur homogène $A_{Module.Air-OCTOR}(\theta_i, d_i)$ d'un module	40
2.3.2.2. Chaîne cinématique adoptée pour le système de déploiement et calcul de l'opérateur homogène $A_{Module.Syst.Dépl.}(\theta_i, d_i)$ d'un module	43
2.3.3. Expression de l'opérateur homogène d'un module en fonction des paramètres de courbure $(A_{Module}(R, s, \alpha, \varphi))$	44
2.3.3.1. Expression de l'opérateur homogène d'un module de l'Air-OCTOR en fonction des paramètres de courbure $(A_{Module.Air-OCTOR}(s, K, \varphi))$	44
2.3.3.2. Expression de l'opérateur homogène d'un module du système de déploiement en fonction des paramètres de courbure $(A_{Module.Syst.Dépl.}(R, \alpha, \varphi))$	45
2.3.4. Modèle géométrique global associé à un module	46
2.3.4.1. Modèle géométrique global défini pour un module de l'Air-OCTOR	46
2.3.4.2. Modèle géométrique global adopté pour un module du système de déploiement proposé	47
2.3.4.3. Unicité du modèle géométrique inverse d'un module du système de déploiement	51
2.3.4.4. Version simplifiée du modèle géométrique global d'un module du système de déploiement	51
2.4. Conclusion	51

Chapitre 3 - Stratégie bio-inspirée de déploiement du robot modulaire suivant des trajectoires

courbes	53
3.1. Introduction : exemples de concepts de robots bio-inspirés	53
3.2. Analyse comparative de différents modes de locomotion animale « sans patte » utilisés pour des concepts de robots	55
3.2.1. Présentation de modes de locomotion bio-inspirée	55
3.2.1.1. Serpents et anguilles	55
3.2.1.2. Poissons	57
3.2.1.3. Rappel sur les robots poly-articulés et les robots continus	57
3.2.1.4. Vers de terre et chenilles	57
3.2.1.5. Trompes d'éléphant	59
3.2.2. Comparaison des locomotions dites « sans patte » et synthèse	59
3.3. Formalisation générique de la tâche robotique de déploiement	60
3.3.1. Définition générique : déploiement le long d'une trajectoire courbe	60
3.3.2. Définition générique : paramétrage des extrémités des modules	61
3.3.3. Définition générique : contrôle du déploiement (extension ou rétractation) d'un module M_j le long d'un arc A_i	61
3.4. Elaboration de la stratégie de déploiement	62
3.4.1. Stratégie utilisant seulement l'extension des modules	62
3.4.1.1. Première stratégie envisagée	62
3.4.1.2. Deuxième stratégie envisagée	63
3.4.2. Stratégie optimale couplant l'extension et la rétractation des modules du système de déploiement	64
3.4.2.1. Conditions à respecter	64
3.4.2.2. Application de la stratégie pour un système à trois modules	64
3.4.2.3. Formalisation mathématique des principes élémentaires de mouvements de la stratégie de déploiement appliquée au cas d'un système à trois modules	67

3.4.2.4. Formalisation de la stratégie : définition de la « Matrice Stratégie » et des « Fonctions Stratégies »	69
3.4.2.5. Algorithme de contrôle global	70
3.5. Validation de la précision géométrique par des plans d'expériences complets de simulations	72
3.5.1. Suivi d'une trajectoire composée d'un seul arc de cercle	72
3.5.2. Suivi d'une trajectoire composée de deux arcs de cercle.....	74
3.6. Application de la stratégie de déploiement à la neurochirurgie	76
3.6.1. Traitement du cas d'un patient.....	76
3.6.1.1. Définition par les neurochirurgiens de contraintes pour le passage du robot déployable	77
3.6.1.2. Construction d'une première trajectoire respectant les contraintes	77
3.6.1.3. Optimisation de la trajectoire	77
3.6.1.4. Simulation du déploiement.....	79
3.7. Conclusion.....	81
Chapitre 4 - Développement d'un démonstrateur du robot et validation expérimentale du mode de déploiement	82
4.1. Mesure d'efforts de pénétration dans des gels d'agar-agar	82
4.1.1. Choix du gel expérimental	82
4.1.2. Dispositif de mesure des efforts de pénétration d'un palpeur dans les gels d'agar-agar	84
4.1.3. Caractéristiques des tests	85
4.1.4. Résultats des mesures	86
4.1.5. Influence de la concentration d'agar-agar et de la vitesse d'avance du palpeur sur les efforts de pénétration mesurés.....	88
4.2. Choix des actionneurs pour le démonstrateur	90
4.2.1. Actionnement motorisé déporté.....	90
4.2.2. Dimensionnement des moteurs	91
4.2.2.1. Cas de modules à ressorts.....	91
4.2.2.2. Cas de modules pneumatiques.....	93
4.3. Conception d'un démonstrateur à ressorts	94
4.3.1. Modélisation CAO de l'assemblage du démonstrateur à ressorts avec le logiciel « CATIA »	94
4.3.2. Fabrication du démonstrateur et assemblage réel	95
4.4. Programmation sous MatLab d'une « Interface Homme-Machine » pour modéliser, simuler et commander le démonstrateur	96
4.4.1. Modélisation et construction de la trajectoire à suivre par le robot	96
4.4.2. Modélisation géométrique	97
4.4.2.1. Modélisation géométrique directe	97
4.4.2.2. Modélisation géométrique inverse.....	98
4.4.2.3. Simulation du suivi de trajectoires en utilisant la stratégie de déploiement bio-inspirée.....	98
4.4.2.4. Réalisation de plans d'expérience de simulation de suivi de trajectoires.....	99
4.4.3. Commande du démonstrateur réel	101
4.5. Expériences préliminaires pour la validation du déploiement du démonstrateur.....	102
4.5.1. Déploiement en milieu non-confiné.....	102
4.5.1.1. Mesures du suivi d'une trajectoire composée d'un arc de cercle	102
4.5.1.2. Mesures du suivi d'une trajectoire composée de deux arcs de cercle	109
4.5.2. Déploiement du robot en milieu confiné dans des gels d'agar-agar	111
4.5.2.1. Calcul prévisionnel des efforts de pénétration développables par les modules à ressorts.....	111
4.5.2.2. Tests du robot de déploiement lors de sa pénétration dans des gels d'agar-agar	113
4.6. Conclusion.....	115
Conclusion générale.....	118
Références Bibliographiques	124
Publications	124
Sites Internet.....	130
Valorisation du travail de doctorat.....	131

Annexes.....	132
Annexe 1 : Expression de la transformation f_1 du modèle géométrique du système de déploiement	132
Annexe 2 : Construction et calcul de la taille de la « Matrice Stratégie »	141
Annexe 3 : Algorithmes de chaque « Fonction Stratégie » et du calcul du modèle géométrique inverse	143
Annexe 4 : Plans d'expérience supplémentaires sur le suivi de trajectoires composées d'un seul arc de cercle	150
Annexe 5 : Explication détaillée de la conception CAO du démonstrateur à ressorts avec le logiciel « CATIA »	153
Annexe 6 : Interface Homme Machine pour la simulation et la commande du démonstrateur	161

Table des figures

Fig. 1-1 : Tête du patient avec pastilles de repérage.....	6
Fig. 1-2 : Exemple d'une coupe d'IRM suivant le plan axial.....	6
Fig. 1-3 : Exemple d'une coupe d'IRM suivant le plan sagittal.....	6
Fig. 1-4 : Exemple d'une coupe d'IRM suivant le plan coronal	6
Fig. 1-5 : Schéma du positionnement des instruments pour une opération d'ablation de tumeur en bloc opératoire.....	7
Fig. 1-6 : Décollement de la peau et maintien par couture.....	7
Fig. 1-7 : Pose d'agrafes.....	7
Fig. 1-8 : Ouverture par repliement de la peau et recouvrement par des tissus médicaux	7
Fig. 1-9 : Découpe des os du crâne avec une fraise.....	8
Fig. 1-10 : Ouverture une fois le crâne découpé.....	8
Fig. 1-11 : Dispositif opératoire	8
Fig. 1-12 : Doubles lunettes du microscope	8
Fig. 1-13 : Assistante du chirurgien.....	8
Fig. 1-14 : Partenaires et structures impliquées dans le projet global de conception d'un système multi-robots pour la neurochirurgie	11
Fig. 1-15 : Système multi-robots	11
Fig. 1-16 : Robodoc.....	12
Fig. 1-17 : ACRobot	12
Fig. 1-18 : CASPAR.....	12
Fig. 1-19 : NeuroMate	12
Fig. 1-20 : NeuroMaster	12
Fig. 1-21 : NeuRobot.....	12
Fig. 1-22 : Surgiscope.....	12
Fig. 1-23 : Première version du simulateur de planning pré-opératoire (représentation 3D du crâne, du cerveau et de la tumeur, définition de la trajectoire 3D d'accès à la tumeur)	13
Fig. 1-24 : MBARS	13
Fig. 1-25 : MARS	13
Fig. 1-26 : Robot CranioAssist M.A.R.S. et son système de fixation sur un crâne.....	13
Fig. 1-27 : Schéma d'entrée dans le crâne.....	14
Fig. 1-28 : Concept de coupe et d'écarteur de peau à la surface du crâne.....	14
Fig. 1-29 : Exemples de fraises chirurgicales.....	14
Fig. 1-30 : Cadre stéréotaxique et endoscopes rigides et rectilignes	17
Fig. 1-31 : Exemple d'une trajectoire d'accès à une tumeur de type « glioblastome », définie sur une image IRM	18
Fig. 1-32 : Illustration des caractéristiques de la tâche de déploiement et des contraintes environnementales.....	18
Fig. 1-33 : Mouvement de rotation endommageant un volume de cerveau	19
Fig. 1-34 : ZEUS	20
Fig. 1-35 : Da Vinci.....	20
Fig. 1-36 : NeuroArm et son dispositif.....	21
Fig. 1-37 : Mode virtuel de préparation d'opération du NeuroArm	21
Fig. 1-38 : Coloscope de CALTECH et illustration du module pneumatique.....	23
Fig. 1-39 : EMiL (1 ^{er} Prototype).....	23
Fig. 1-40 : Coloscope de l'Université de Cleveland.....	23
Fig. 1-41 : EndoCrawler	23
Fig. 1-42 : ELASTOR	23
Fig. 1-43 : EMiL (3 ^{ème} Prototype)	23
Fig. 1-44 : EDORA.....	23
Fig. 1-45 : COLOBOT	23
Fig. 1-46 : MALICA.....	23
Fig. 1-47 : Endo-périscope [BREEDVELD 05].....	25
Fig. 1-48 : Air-OCTOR - système global à deux modules [MCMAHAN 05]	25
Fig. 1-49 : Air-OCTOR - implantation des câbles à 120° [MCMAHAN 05]	25

Table des figures

Fig. 2-1 : Structure modulaire du robot de déploiement.....	34
Fig. 2-2 : Degrés de liberté de chaque module	35
Fig. 2-3 : Concepts des solutions n°1 et n°2.....	35
Fig. 2-4 : Importance du nombre d'anneaux de guidage des câbles pour la solution n°1	36
Fig. 2-5 : Voies de circulation internes au système	37
Fig. 2-6 : Conception finale d'un module.....	37
Fig. 2-7 : Image CAO du système à cinq modules	37
Fig. 2-8 : Schéma de la modélisation d'un module de l'« Elephant Trunk Manipulator »	38
Fig. 2-9 : Air-OCTOR - Paramètres de courbure	39
Fig. 2-10 : Paramétrage de la courbure d'un module	40
Fig. 2-11 : Air-OCTOR – Chaîne cinématique [JONES 06].....	41
Fig. 2-12 : Paramétrage de la chaîne cinématique associée à l'Air-OCTOR	41
Fig. 2-13 : Paramétrage articulaire de la chaîne cinématique associée au système de déploiement proposé	43
Fig. 2-14 : Illustration du calcul entre les paramètres D-H et les paramètres de courbure [JONES 06]	45
Fig. 2-15 : Chaîne cinématique avec les paramètres de courbure d'un module du système de déploiement proposé	46
Fig. 2-16 : Air-OCTOR – Modèle géométrique global d'un module.....	46
Fig. 2-17 : Paramétrage de la courbure d'un module M_j du système de déploiement	47
Fig. 2-18 : Chaîne cinématique avec les paramètres de courbure du module M_j du système de déploiement	48
Fig. 2-19 : Exemple de la chaîne cinématique associée au système de déploiement composé de 3 modules	48
Fig. 2-20 : Positionnement des trois points ($P_{1,j}$, $P_{2,j}$ et $P_{3,j}$) de guidage de chacun des 3 câbles du module M_j du système de déploiement	49
Fig. 3-1 : Simulations de l'« Elephant's Trunk Manipulator ».....	54
Fig. 3-2 : Modes de locomotion des serpents	56
Fig. 3-3 : Exemples de robots-serpents	56
Fig. 3-4 : Exemple d'un robot-anguille	56
Fig. 3-5 : Exemple d'un robot-salamandre	56
Fig. 3-6 : Mode de locomotion des poissons	57
Fig. 3-7 : Exemples de robots-poissons.....	57
Fig. 3-8 : Progression des contractions lors de l'avancement d'un ver de terre (dans l'ordre chronologique, de la gauche vers la droite) [GRAY 38].....	58
Fig. 3-9 : Différents modes de locomotion de chenilles	58
Fig. 3-10 : Exemples de robots chenilles.....	59
Fig. 3-11 : Flexions d'une trompe d'éléphant	59
Fig. 3-12 : Définition générique de la tâche robotique de déploiement	60
Fig. 3-13 : Système générique à N modules.....	61
Fig. 3-14 : Arc de trajectoire à suivre par un module du système de déploiement.....	62
Fig. 3-15 : Illustration de la première stratégie.....	62
Fig. 3-16 : Positionnement de la base d'un module.....	62
Fig. 3-17 : Illustration de la limitation 2.a. : impossibilité pour un module de se courber suivant deux arcs consécutifs	63
Fig. 3-18 : Illustration de la limitation 2.b. concernant la continuité en tangence du système.....	64
Fig. 3-19 : Illustration de la stratégie optimale de déploiement pour un système composé de 3 modules	65
Fig. 3-20 : Algorithme de contrôle de la stratégie optimale de déploiement.....	71
Fig. 3-21 : Paramètres du plan d'expérience N°3.....	72
Fig. 3-22 : Simulations du plan d'expérience N°3	73
Fig. 3-23 : Résultats du plan d'expérience N°3.....	73
Fig. 3-24 : Paramètres du plan d'expérience pour des trajectoires à deux arcs	74
Fig. 3-25 : Simulations du plan d'expérience pour des trajectoires à deux arcs.....	75
Fig. 3-26 : Résultats du plan d'expérience pour des trajectoires à deux arcs	75

Table des figures

Fig. 3-27 : Modélisation du cas du patient avec le logiciel IPlan et tracé d'une trajectoire composée de segments comprenant les points de connexion des arcs de la future trajectoire à suivre par le robot	77
Fig. 3-28 : Optimisation 3D de la trajectoire.....	78
Fig. 3-29 : Courbe de l'évolution, à chaque pas d'optimisation, de la distance maximale entre les points des arcs et les segments	78
Fig. 3-30 : Courbe de l'évolution, à chaque pas d'optimisation, de la longueur de la trajectoire	79
Fig. 3-31 : Courbes des évolutions, à chaque pas d'optimisation, des rayons de courbure de chacun des arcs de la trajectoire	79
Fig. 3-32 : Simulation du déploiement du robot.....	79
Fig. 3-33 : Représentation 3D du suivi de trajectoire des centres des anneaux du robot	79
Fig. 3-34 : Courbes d'erreur du suivi de trajectoire des centres des anneaux du robot	80
Fig. 4-1 : Répartition statistique des concentrations des gels d'agar-agar choisies par les praticiens lors des examens	84
Fig. 4-2 : Dispositif de test pour les mesures des efforts de pénétration dans des gels d'agar-agar.....	84
Fig. 4-3 : Pénétration du palpeur dans le gel d'agar-agar.....	85
Fig. 4-4 : Bols de gel d'agar-agar après les tests de pénétration	85
Fig. 4-5 : Traces de craquelures dans le gel après la pénétration	86
Fig. 4-6 : Courbes des efforts de pénétration (charge en Newton) en fonction des déplacements d'avance du palpeur dans du gel d'agar-agar de concentration 0,9%, pour les vitesses d'avance du palpeur de 200 mm/min, 500 mm/min et 800 mm/min	87
Fig. 4-7 : Courbes des efforts de pénétration (charge en Newton) en fonction des déplacements d'avance du palpeur dans du gel d'agar-agar de concentration 1,0%, pour les vitesses d'avance du palpeur de 200 mm/min, 500 mm/min et 800 mm/min	87
Fig. 4-8 : Courbes des efforts de pénétration (charge en Newton) en fonction des déplacements d'avance du palpeur dans du gel d'agar-agar de concentration 1,1%, pour les vitesses d'avance du palpeur de 200 mm/min, 500 mm/min et 800 mm/min	88
Fig. 4-9 : Courbes d'évolution du pic d'effort lors de l'entrée du palpeur dans le gel, en fonction des concentrations de gel d'agar-agar et des vitesses d'avance du palpeur.....	89
Fig. 4-10 : Courbes d'évolution de l'effort maximum relevé lors de la pénétration du palpeur dans le gel, en fonction des concentrations d'agar-agar et des vitesses d'avance du palpeur	89
Fig. 4-11 : Servomoteur Dynamixel RX 64, en vue de face et de derrière.....	90
Fig. 4-12 : Schéma de montage des servomoteurs	90
Fig. 4-13 : Disposition des servo-moteurs par rapport au système de déploiement dans l'assemblage global du « démonstrateur »	91
Fig. 4-14 : Schéma des efforts en quasi-statique pour un module à ressorts.....	91
Fig. 4-15 : Schéma des efforts en quasi-statique pour un module pneumatique	93
Fig. 4-16 : Assemblage global du « démonstrateur »	94
Fig. 4-17 : Photos du démonstrateur ayant deux modules à ressorts, zoom sur la vue de face	95
Fig. 4-18 : Photos du démonstrateur ayant deux modules à ressorts, zoom sur la vue de dessous	95
Fig. 4-19 : Menu « Création de la Trajectoire » en entrant les paramètres de courbure.....	96
Fig. 4-20 : Représentation 3D de la trajectoire.....	96
Fig. 4-21 : Fichier de coordonnées des points de la trajectoire créée.....	97
Fig. 4-22 : Menu « Modèle géométrique »	97
Fig. 4-23 : Menu « Tracé du système par le modèle géométrique direct »	97
Fig. 4-24 : Menu « Modèle géométrique inverse »	98
Fig. 4-25 : Menu « Suivi de trajectoire avec le modèle géométrique inverse » en utilisant la stratégie de déploiement bio-inspirée	99
Fig. 4-26 : Menu « Suivi de trajectoire avec le modèle géométrique inverse » en mode plan d'expérience, faisant apparaître l'ensemble des trajectoires simulées	100
Fig. 4-27 : Fenêtre de « Commande des Moteurs ».....	101
Fig. 4-28 : Système en position finale, simulé avec l'interface utilisateur développée sous MatLab	102
Fig. 4-29 : Photos du montage de mesure des raideurs des ressorts.....	103
Fig. 4-30 : Courbe de la raideur du ressort n°1 du module testé lors de l'expérience « Exp_1 »	103
Fig. 4-31 : Courbe de la raideur du ressort n°2 du module testé lors de l'expérience « Exp_1 »	103
Fig. 4-32 : Courbe de la raideur du ressort n°1 du module testé lors de l'expérience « Exp_2 »	104
Fig. 4-33 : Courbe de la raideur du ressort n°2 du module testé lors de l'expérience « Exp_2 »	104

Table des figures

Fig. 4-34 : Utilisation de la machine de mesures tridimensionnelles	105
Fig. 4-35 : Photo du dispositif de mesures tridimensionnelles.....	105
Fig. 4-36 : Mesures des positions de l'effecteur en trois points	105
Fig. 4-37 : Courbes de commande et de mesure de la position angulaire des trois moteurs durant le déploiement.....	106
Fig. 4-38 : Courbes de mesures tridimensionnelles du suivi de l'expérience « Exp_1 »	106
Fig. 4-39 : Comparaison de la pose finale du module en fin d'expérience « Exp_1 » à celle obtenue par la simulation.....	107
Fig. 4-40 : Courbes de mesures tridimensionnelles du suivi de l'expérience « Exp_2 »	108
Fig. 4-41 : Comparaison de la pose finale du module en fin d'expérience « Exp_2 » à celle obtenue par la simulation.....	108
Fig. 4-42 : Photos du système en position finale	109
Fig. 4-43 : Simulation du système en position finale	109
Fig. 4-44 : Mesures tridimensionnelles de la position de l'effecteur lors du déploiement du système à deux modules.....	110
Fig. 4-45 : Schéma des efforts d'interaction entre les deux modules	110
Fig. 4-46 : Protection du système de déploiement avant les tests de pénétration dans les gels d'agar- agar.....	113
Fig. 4-47 : Montage du dispositif de test de la pénétration du robot de déploiement dans des gels d'agar-agar	113
Fig. 4-48 : Comparaison des poses du système de déploiement composé d'un seul module (module A), lors de son déploiement en milieu non confiné et lors de son déploiement en milieu confiné (dans le gel d'agar-agar).....	114

Figures des Annexes

Fig. 4-49 : Déploiement du robot en milieu confiné (dans le gel d'agar-agar)	115
Fig. A-1 : Schéma paramétré d'un module pour le calcul de la transformation f_1	132
Fig. A-2 : Algorithme de construction de la « Matrice Stratégie »	141
Fig. A-3 : Calcul du nombre total de lignes de la « Matrice Stratégie »	142
Fig. A-4 : Paramètres du plan d'expérience N°1	150
Fig. A-5 : Simulations du plan d'expérience N°1	150
Fig. A-6 : Résultats du plan d'expérience N°1	150
Fig. A-7 : Paramètres du plan d'expérience N°2.....	151
Fig. A-8 : Simulations du plan d'expérience N°2	151
Fig. A-9 : Résultats du plan d'expérience N°2.....	152
Fig. A-10 : Arbre de la structure de l'assemblage réalisé sous « CATIA »	153
Fig. A-11 : Sous-assemblage SA1 « système modulaire ».....	154
Fig. A-12 : Sous-assemblages des « modules ».....	155
Fig. A-13 : Pièce « Anneau de guidage » des câbles.....	155
Fig. A-14 : Assemblage d'un « câble » du module M_4	156
Fig. A-15 : Fenêtre de paramétrage du modèle CAO sous « CATIA ».....	156
Fig. A-16 : Sous-assemblage SA2 « poutre et motorisation ».....	157
Fig. A-17 : Sous-assemblage « motorisation ».....	158
Fig. A-18 : Pièce « poutre ».....	158
Fig. A-19 : Pièce « pattes de fixation »	159
Fig. A-20 : Sous-assemblage SA3 « socle du haut ».....	159
Fig. A-21 : Pièce « socle du bas »	160
Fig. A-22 : Architecture logicielle de l'IHM programmée sous MatLab.....	161
Fig. A-23 : Menu « Démarrer ».....	162
Fig. A-24 : Menu « Général ».....	162
Fig. A-25 : Menu « Configuration de l'Affichage ».....	163
Fig. A-26 : Menu « Paramétrisation du système »	163
Fig. A-27 : Menu « Modélisation Tête Patient »	163
Fig. A-28 : Menu « Création de la Trajectoire » à partir de la modélisation de la tête du patient	164
Fig. A-29 : Construction d'une trajectoire à partir de la modélisation de la tête du patient.....	164

Liste des tableaux

Tab. 1-1 : Liste des critères d'évaluation	20
Tab. 1-2 : Caractéristiques, avantages et inconvénients des systèmes polyarticulés utilisés dans le domaine médical	22
Tab. 1-3 : Caractéristiques, avantages et inconvénients des actionnements pneumatiques.....	23
Tab. 1-4 : Evaluation de concepts de systèmes robotiques vis-à-vis du critère « Déploiement longitudinal »	26
Tab. 1-5 : Evaluation de concepts de systèmes robotiques vis-à-vis du critère « Déploiement curviligne local »	27
Tab. 1-6 : Evaluation de concepts de systèmes robotiques vis-à-vis du critère « Invasivité et encombrement »	28
Tab. 1-7 : Evaluation de concepts de systèmes robotiques vis-à-vis du critère « Mobilité »	29
Tab. 1-8 : Evaluation de concepts de systèmes robotiques vis-à-vis du critère « Espace libre à l'intérieur de la structure »	30
Tab. 1-9 : Evaluation finale des systèmes robotiques vis-à-vis des 5 critères principaux choisis pour la tâche de déploiement	31
Tab. 2-1 : Paramétrage de Denavit-Hartenberg utilisé pour l'Air-OCTOR [JONES 06].....	41
Tab. 3-1 : Modes de locomotion des êtres vivants (R. Siegwart and I. Nourbakhsh) [SIEGWART 04]	55
Tab. 3-2 : Mouvements permis par les différents types de systèmes bio-inspirés de modes de locomotion « sans patte »	59
Tab. 3-3 : Récapitulatif des actions des modules pour chaque étape de la stratégie optimale dans le cas d'un système à 3 modules	66
Tab. 3-4 : Formalisation mathématique des principes élémentaires de mouvements de la stratégie de déploiement appliquée au cas d'un système à trois modules	68
Tab. 3-5 : Définition des « Fonctions Stratégie »	69
Tab. 3-6 : Définition de la « Matrice Stratégie »	70
Tab. 4-1 : Caractéristiques des différents gels d'agar-agar examinés pour la selection	83
Tab. 4-2 : Caractéristiques des tests de pénétration dans les gels d'agar-agar	85
Tab. 4-3 : Configuration des tests de pénétration pour lesquels des craquelures ont pu être observées	86
Tab. 4-4 : Caractéristiques majeures des moteurs Dynamixel RX 64	90
Tab. 4-5 : Coordonnées des points de l'arc de la trajectoire suivie	102
Tab. 4-6 : Caractéristiques du module simulé	103
Tab. 4-7 : Caractéristiques de la trajectoire et du robot pour le test de suivi en milieu non confiné d'une trajectoire à deux arcs de cercle	109
Tab. 4-8 : Calcul prévisionnel des efforts de pénétration développables par les modules à ressorts	112

Résumé

Intégrés dans un projet de développement d'un système multi-robots de neurochirurgie mini-invasive pour l'ablation de tumeurs, ces travaux ont pour objectif la conception et modélisation d'un robot déployable dans le cerveau, selon des trajectoires curvilignes, sans espace libre autour de sa structure et sans guide naturel pour aider à sa progression.

Après définition de la tâche de déploiement, un état de l'art recense un large panel de concepts et une évaluation sélectionne un concept continu bio-inspiré des trompes d'éléphant. La solution modulaire du robot est définie et modélisée géométriquement en associant une chaîne cinématique aux mobilités continues du robot.

Une stratégie de déploiement, reposant sur une succession ordonnée d'extensions/rétractations locales pour une élongation itérative du robot, est formalisée pour le cas générique à N modules, puis validée par des plans de simulations de robots ayant 1 à 3 modules (erreur de suivi inférieure à 1mm).

Sur un modèle d'étude de gels d'agar (texture proche du cerveau), les efforts de pénétration du robot dans le cerveau sont estimés, puis la conception CAO et la fabrication d'un démonstrateur à ressorts sont réalisées. Une interface homme/machine, simulant et commandant le robot, est programmée et des tests sont effectués pour valider certains aspects du déploiement. Un deuxième démonstrateur actionné pneumatiquement est à finaliser pour procéder à une étude comparative des deux prototypes.

Même si des perspectives d'amélioration restent à explorer, les résultats obtenus sont encourageants. Un travail collaboratif entre spécialistes de différents domaines devrait conduire à l'optimisation de ce robot de déploiement.

Mots Clefs : *Neurochirurgie, Cerveau, Tumeur, Robot de déploiement, Modélisation, Concept continu bio-inspiré en « trompe d'éléphant », Stratégie de déploiement, « IHM », Démonstrateur, Efforts de pénétration*

Abstract

The aim of this work, which was part of a research programme to develop a minimally invasive multi-robotic neurosurgery system for cerebral tumour ablation, was the design and modelling of a robot that can be deployed inside the brain, along curved trajectories, with no free space surrounding its structure nor any natural guide to help its progression.

After definition of the deployment task, a state of the art search found a wide range of systems, from which a bio-inspired continuum design based on the elephant's trunk was selected. The modular robot approach was defined and geometrically modelled by combining a cinematic chain with the continuum mobility of the robot.

A deployment strategy, based on an ordered succession of local extensions/retractions for an iterative elongation of the robot, was formalised for the generic case of N modules, then validated with plans of simulations of robots composed of 1 to 3 modules (trajectory following error less than 1 mm).

The agar gel (whose texture is close to that of the brain) study model was used to estimate the penetration efforts of the robot in the brain, and CAD to construct a demonstrator robot on springs. A human/machine interface was programmed to simulate and control the robot, and tests were conducted to validate certain aspects of the deployment. A second, pneumatically actuated, demonstrator will be constructed to carry out a comparative study of the two prototypes.

While there is room for improvement in some areas, the preliminary results are encouraging. Collaborative works with specialists from different fields should make it possible to optimize the deployment robot.

Keywords: *Neurosurgery, Brain, Tumor, Deployment robot, Modeling, Design of a continuum concept bio-inspired of "Elephant trunk", Deployment strategy, Human/Robot Interface, Demonstrator, Penetration Efforts*

Introduction

Sous la direction du Professeur Grigore Gogu, assisté de Frédéric Chapelle, Maître de conférences, ce doctorat a été réalisé dans le Laboratoire de Mécanique et Ingénieries (LaMI) de l'Université Clermont II et de l'Institut Français de Mécanique Avancée (IFMA) de Clermont-Ferrand (EA 3867 - FR TIMS / CNRS 2856). Les activités de recherche du LaMI s'organisent autour de 3 axes prioritaires : « Machines, Mécanismes et Systèmes » (MMS), « Matériaux et Structures » (MS) et « Mécanique Probabiliste des Structures » (MPS).

Les travaux de ce doctorat s'inscrivent dans l'axe « Machines, Mécanismes et Systèmes ». Visant l'élaboration d'un robot de déploiement pour des applications en neurochirurgie, en particulier des ablations de tumeurs dans le cerveau, ces travaux ont été conduits en étroite collaboration avec le Professeur Jean-Jacques Lemaire de l'Equipe de Recherche en Imagerie Médicale (ERIM, EA 3295) de l'Université Clermont I.

Suite à de nombreuses avancées dans le domaine de la technologie, les années 1980 ont vu l'introduction des robots dans le domaine médical, et plus particulièrement dans les blocs opératoires. Ils représentent aujourd'hui une possibilité de révolutionner les procédés chirurgicaux conventionnels. Les progrès des technologies médicales s'appuient principalement sur les développements robotiques importants réalisés en recherche et dans le domaine industriel. Les résultats obtenus en conception mécanique, robotique et mécatronique, en modélisation cinématique, en programmation informatique et algorithmique sont applicables ou adaptables à beaucoup d'applications chirurgicales. L'intelligence artificielle et la recherche d'autonomie pour les robots sont des voies de recherche très prometteuses qui visent à donner aux robots les capacités i) de réaliser des tâches de manière autonome, sous le contrôle d'un superviseur, qui, en médecine, est le chirurgien, et ii) d'assurer l'exécution correcte des procédures. La fabrication de nouveaux composants électroniques et capteurs augmente aussi les aptitudes des robots en améliorant les possibilités de commande et de contrôle.

Un grand nombre de raisons socio-économiques poussent à développer et utiliser la robotique, dans un futur proche et de manière plus systématique, dans des applications médicales et chirurgicales. Les changements démographiques, comme l'augmentation de la durée de vie qui aboutit à une population plus âgée (avec des maladies de plus en plus complexes et des états physiologiques de plus en plus faibles), vont demander plus de soins médicaux. Les pressions économiques sur les hôpitaux peuvent induire une réduction des effectifs de personnels hospitaliers et de la disponibilité des praticiens et des chirurgiens. La commande à distance et les systèmes d'intervention autonomes et robotiques semblent donc être une partie de la solution aux traitements des problèmes de santé du futur. De plus, cette révolution est encouragée par l'informatisation des hôpitaux modernes, équipés de plus en plus par des réseaux de télécommunication et des infrastructures électroniques et informatiques élaborées. A ce sujet, la téléchirurgie n'en est plus à ses premiers pas et beaucoup d'études sont en développement pour permettre, dans le futur, de délivrer des soins à distance [LUM 07] [MENDEZ 05]. Les générations successives de personnel, de plus en plus familiarisées avec l'informatique, les technologies innovantes et la robotique, pourront bientôt se préparer et se spécialiser en s'entraînant sur des simulateurs virtuels se rapprochant le plus possible des conditions opératoires réelles [JOHNSON 07] [SOLER 08].

Les développements en robotique ont aussi profité des progrès importants des technologies d'imagerie. Les robots médicaux et chirurgicaux utilisent ces images comme une sorte de carte et peuvent « naviguer » précisément jusqu'à leur cible en se référant aux images et en suivant des trajectoires définies au préalable par le chirurgien. Cette approche semble être très fiable pour des tâches répétitives qui pourraient se montrer fatigantes à réaliser. Dans le cas de systèmes manipulés manuellement, des solutions, comme des filtres inclus dans la commande des robots, peuvent limiter, voire annuler complètement les effets néfastes des tremblements de la main. Le retour d'effort dans les manettes de commande est aussi une voie d'amélioration pour fournir au chirurgien plus de sensation lors des manipulations d'organes de consistances différentes.

La robotique est donc bénéfique à la fois pour les patients et pour les praticiens et chirurgiens de nombreux domaines car elle permet :

- d'améliorer la qualité des opérations ;

- d'offrir plus de confort pour les chirurgiens lors de manipulations longues (le praticien peut en effet être installé plus confortablement pour manipuler le robot à la différence d'une manipulation conventionnelle où il est obligé d'adopter parfois des postures fatigantes) ;
- de réduire les temps d'opération, et de ce fait, les risques et les coûts induits ;
- de minimiser les incisions et cicatrices, et par conséquent, de réduire les temps de rétablissement des patients.

Pour toutes ces raisons, la robotique chirurgicale, et plus particulièrement celle dite « mini-invasive », représente une tendance relativement nouvelle dans le domaine de la chirurgie mais qui connaît déjà un essor important. Elle est utilisée pour la réduction progressive de la taille des incisions superficielles, mais elle inclut aussi de plus en plus de nouvelles techniques non-invasives d'intervention chirurgicale, utilisant des voies endovasculaires, des approches endoscopiques à travers des « conduits » naturels du corps comme les bronches, l'uretère, les conduits gastro-intestinaux, les voies aériennes supérieures, etc. Avec de tels systèmes, mixant robotique et procédures minimalement invasives, les chirurgiens n'ont plus besoin d'introduire physiquement leurs mains à l'intérieur du corps du patient pour accomplir certaines phases opératoires.

En chirurgie orthopédique, de la chirurgie des genoux à celle des hanches [TAYLOR 98], des robots sont utilisés pour découper et façonner des os. Des outils de découpe à grande vitesse sont déplacés, aidés par des systèmes de navigation, pour suivre précisément les trajectoires demandées et obtenir les formes spécifiées par le planning pré-opératoire [SISTON 07]. Cette étape est souvent basée sur des images de scanner en trois dimensions (en anglais : 3D Computed Tomography scanner). Ensuite, les prothèses peuvent être insérées pour corriger les mouvements des articulations. La chirurgie des os (orthopédique ou crânienne) nécessite à la fois des efforts importants et une grande précision dans les mouvements pendant les opérations de découpe, comme par exemple lors de l'ostéotomie du tibia ou le serrage de vis dans des os pour fixer des baguettes ou des plaques métalliques.

En chirurgie dite « générale » (concernant les parties thoraciques et abdominales), différents systèmes ont été développés, utilisant des manipulateurs guidés manuellement pour déplacer des instruments et réaliser des tâches opératoires sous contrôle par vision endoscopique. Ces manipulateurs sont insérés au travers de trocarts disposés au niveau d'incisions réduites, après avoir gonflé l'abdomen du patient par insufflation d'air pour libérer de l'espace libre autour des organes à manipuler. Cette nouvelle approche est appelée « chirurgie par trous de serrure » (en anglais « Keyhole » surgery). La chirurgie cardiaque [KYPSON 03] est un domaine où la robotique peut aussi apporter de nombreux progrès et modifier les approches conventionnelles. Des systèmes sont développés permettant d'entrer par l'intérieur des veines ou des artères pour accéder au cœur. Cette technique est en train d'évoluer progressivement vers une chirurgie sans arrêter le cœur et donc sans pompe de relais pour la circulation sanguine (en anglais « Off-Pump Coronary Artery Bypass Surgery » (OPCAB)). Ce type de procédure, toujours très risquée et compliquée, a toujours comme objectif de réduire l'invasivité. Ces tâches robotiques nécessitent une haute précision dans le positionnement, dans le contrôle des efforts (le diamètre des artères pouvant être de moins d'un millimètre), et dans la compensation des mouvements du cœur (nouvelle problématique au centre d'un certain nombre d'études et de recherches à l'heure actuelle).

Plusieurs systèmes robotiques ont aussi été conçus pour des tâches d'observations endoscopiques, en utilisant des structures à plus ou moins haute mobilité, équipées de capteurs de vision et de sources de lumière. Ils offrent une représentation du site chirurgical interne au corps du patient. La coloscopie, qui fait partie des applications endoscopiques, concerne les examens, manipulations et traitements à l'intérieur du côlon [COTTON 90]. La particularité du côlon est sa forme tubulaire qui peut être utilisée comme guide pour la progression des systèmes. Différents concepts ont été développés, utilisant cet aspect, en venant adhérer aux parois du côlon et progresser par extension [KASSIM 06].

Les premiers systèmes robotiques de neurochirurgie ont été développés dans les années 1980, avec la première utilisation d'un robot PUMA pour du positionnement et du guidage [KWOH 88], ou celle du robot NeuRobot, premier robot de neurochirurgie agréé par la « Food and Drug Administration » (FDA) [BENABID 87]. Cet engouement pour la robotique en neurochirurgie s'est accentué quand les neurochirurgiens ont pris conscience de la limitation de la dextérité et de la mobilité de leur instrumentation manuelle conventionnelle. Ce problème est récurrent pour les neurochirurgiens car la chirurgie cérébrale est réalisée à l'intérieur d'une cavité fermée, le crâne, où l'organe, le cerveau, occupe complètement l'espace et ne peut supporter de grandes perturbations ou agressions. Les besoins de précision en neurochirurgie ont promu le développement de plusieurs techniques comme le guidage stéréotaxique, la radiochirurgie, ou la robotique par neuro-navigation, toutes avec les mêmes objectifs, minimiser l'invasivité et augmenter la

précision du positionnement. Cependant, à notre connaissance, un seul type d'application neurochirurgicale est réalisable de manière robotique par neuro-navigation : l'insertion de sondes (aiguilles de biopsie, électrodes ou endoscopes). Les avancées de la robotique et des micro-mécanismes, associées aux développements en imagerie médicale (par résonance magnétique (IRM) ou scanner), en angiographie digitale bipolaire, réalisés parfois en temps réel dans les conditions d'opération, permettent d'espérer une précision accrue dans le positionnement et les manipulations en neurochirurgie. Ces techniques poussent à la réduction significative de la taille des instruments et des procédures [SUTHERLAND 03b], [MCBETH 04] mais l'instrument final à l'extrémité du robot reste encore manipulé manuellement par le neurochirurgien.

Les travaux de ce doctorat s'inscrivent dans un programme de recherche qui vise la définition d'un nouveau système « multi-robots » pour la neurochirurgie, permettant d'accéder à des points précis dans le cerveau, voire, à plus long terme, de pouvoir réséquer des tumeurs. Dans ce cadre, les objectifs spécifiques des travaux de cette thèse portent plus particulièrement sur la conception et la modélisation du système robotique de déploiement pour accéder à des points situés à l'interface entre une tumeur et des tissus sains du cerveau. Un tel robot nécessite une importante mobilité pour éviter tout obstacle, lors du déploiement dans la matière cérébrale, de la manière la moins invasive possible. Peu travaillées à ce jour, ces problématiques sont innovantes dans le domaine de la neurochirurgie.

Dans le chapitre 1, l'application de neurochirurgie « multi-robots » est définie, puis l'étude se concentre sur la caractérisation de la tâche de déploiement pour accéder aux tumeurs dans le cerveau, en relevant les différentes caractéristiques et contraintes imposées. Des critères reflétant ces différents aspects sont retenus pour l'évaluation et le choix, parmi un large panel de concepts de systèmes (médicaux ou autres), d'un concept robotique adapté en vue de la conception du robot de déploiement, objet de ce travail de thèse.

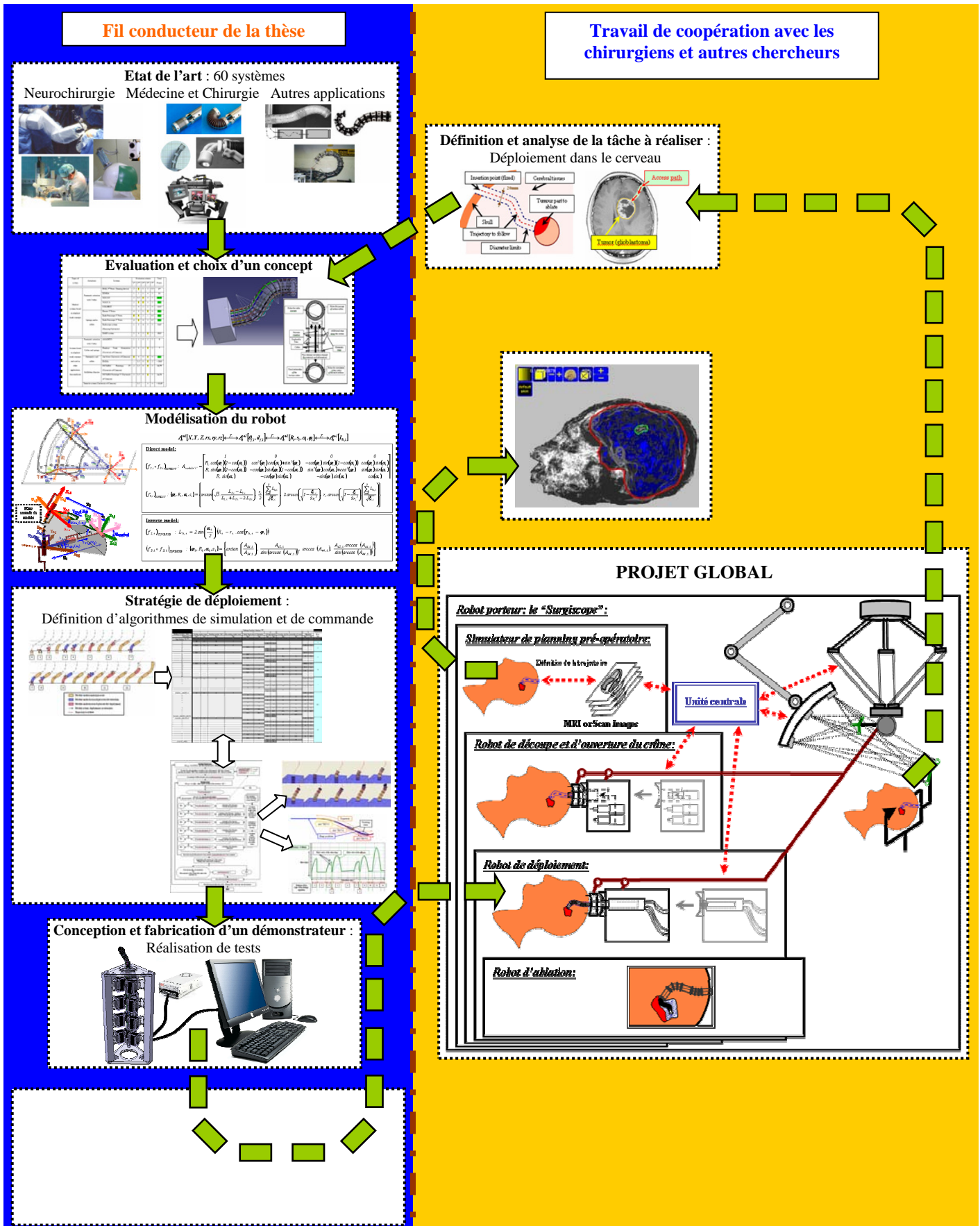
Dans le chapitre 2, une définition précise de la solution est présentée, en justifiant les divers choix, puis une modélisation géométrique du robot modulaire est proposée dans l'optique de mettre au point une commande du système de déploiement.

Dans le chapitre 3, une stratégie bio-inspirée de déploiement du robot est élaborée. Elle définit un ordre d'actionnement des modules afin de faire suivre par le système des trajectoires courbes en minimisant les erreurs géométriques du suivi. Des plans d'expériences de simulations sont réalisés pour valider, d'un point de vue géométrique, le suivi de trajectoires imposé par la stratégie de déploiement. En complément, un exemple complet d'une simulation, basée sur des données d'un cas concret de patient, est aussi exposé.

Enfin, dans le chapitre 4, un travail expérimental préliminaire a été effectué, passant par le dimensionnement et la fabrication des divers composants et pièces du démonstrateur de la solution, et permettant une pré-validation du modèle et des simulations. En particulier, ces expériences permettent d'évaluer la précision du suivi et d'apporter des réponses sur la grandeur des efforts nécessaires au déploiement.

Le fil directeur des travaux de la thèse, qui s'inscrit dans un projet plus global de recherche en robotique neurochirurgicale, est illustré dans le schéma page suivante.

Intégration du travail de thèse dans le projet global de recherche



Chapitre 1 - Définition de l'application neurochirurgicale et choix du concept pour le robot de déploiement

L'objectif de ce chapitre est d'évaluer divers concepts robotiques existants, médicaux ou non, dans le but de développer, dans le cadre plus large d'un système multi-robots pour l'ablation de tumeurs en neurochirurgie, la partie du système qui permettra plus spécifiquement le déploiement dans le cerveau pour accéder à des points précis à l'interface entre les tissus sains du cerveau et les potentielles tumeurs.

Une première partie traite de la définition du système multi-robots qui devra être développé pour permettre des applications de neurochirurgie telles que des ablations semi-automatisées de tumeurs dans le cerveau. Les caractéristiques d'une opération d'ablation de tumeur sont présentées, l'intérêt de développer un robot par comparaison avec les méthodes chirurgicales conventionnelles est montré et les différentes tâches à exécuter et donc les différents systèmes robotiques à développer sont enfin décrits.

Une seconde partie est consacrée à la définition spécifique des caractéristiques propres de la tâche de déploiement.

Une troisième partie présente une évaluation de concepts robotiques existants (parmi un large panel de 60 systèmes), vis-à-vis de critères sélectionnés pour l'exécution de la tâche de déploiement. Les résultats de cette évaluation seront utilisés pour la modélisation du concept (Chapitre 2).

1.1. Définition d'un système multi-robots pour des applications en neurochirurgie telles que l'ablation de tumeurs

Afin de mieux comprendre et appréhender le contexte d'une opération de neurochirurgie, d'une part, et de dégager les apports et intérêts que pourrait procurer un système robotisé pour des interventions neurochirurgicales, d'autre part, une analyse précise de la tâche à réaliser doit être effectuée. Pour ce faire, les gestes et les procédures chirurgicales ont été observées lors d'une opération, en conditions réelles, réalisée par le professeur et neurochirurgien Jean-Jacques Lemaire et ses assistants au sein d'un bloc opératoire du C.H.U. de Clermont-Ferrand.

1.1.1. Analyse d'une opération d'ablation de tumeur cérébrale

L'opération d'ablation d'une tumeur qui a été réalisée sur un patient du CHU de Clermont-Ferrand, peut être décomposée en plusieurs étapes qui sont décrites dans les paragraphes suivants.

1.1.1.1. Préparation de l'opération sur l'écran-moniteur de contrôle

La première phase qui consiste à réviser le planning opératoire se décompose de la manière suivante :

- reconnaissance et repérage sur les images I.R.M. des pastilles collées sur le crâne du patient (ces pastilles servent à définir la position exacte du crâne) :
 - ▶ choix des pastilles adéquates, c'est-à-dire des pastilles situées sur le côté du crâne où va se dérouler l'opération (voir Fig. 1-1),
 - ▶ numérotation des pastilles pour les identifier,
- mise en correspondance des deux prises d'images I.R.M. : deux prises d'images ont en effet été réalisées car la tumeur à enlever était difficilement décelable sur la première prise : une prise permet de mieux voir le crâne et le cerveau du patient et l'autre permet de mieux voir la tumeur ;
- délimitation du contour de la tumeur (en tracé manuel) sur le dispositif d'images en coupe, images issues des prises I.R.M. (voir Fig. 1-2, Fig. 1-3 et Fig. 1-4) :

- ▶ 1 vue 3D de la reconstitution du crâne du patient,
- ▶ 3 vues en coupe du crâne et de l'intérieur du cerveau suivant différentes directions,
- définition des limites de mouvement de l'endoscope et des instruments, pour ne pas sortir des limites tumeur-cerveau sain, lors des gestes opératoires : ces limites se tracent sur les coupes I.R.M. et le chirurgien peut se repérer grâce à ces images.

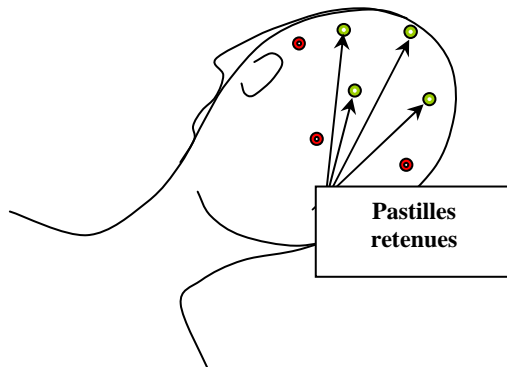


Fig. 1-1 : Tête du patient avec pastilles de repérage

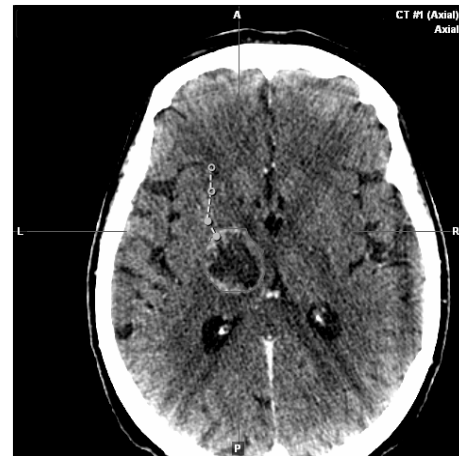


Fig. 1-2 : Exemple d'une coupe d'IRM suivant le plan axial

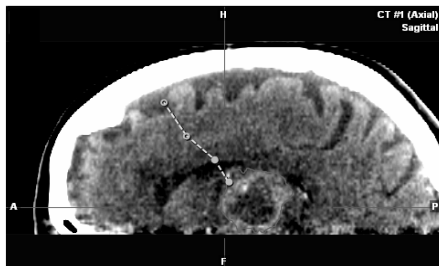


Fig. 1-3 : Exemple d'une coupe d'IRM suivant le plan sagittal

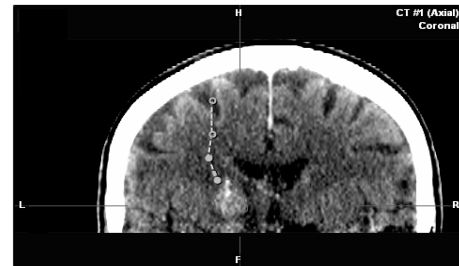


Fig. 1-4 : Exemple d'une coupe d'IRM suivant le plan coronal

À retenir

La conception du système robotisé impose en premier lieu une localisation précise non seulement de la tumeur mais aussi d'autres parties du cerveau telles que les zones sensibles à ne pas traverser, les vaisseaux, etc.

1.1.1.2. Mise en place du dispositif physique en parallèle des différentes préparations informatiques

Pour préparer le patient à l'opération et mettre en place le dispositif nécessaire (voir Fig. 1-5), une deuxième phase consiste à réaliser les tâches suivantes :

- préparation du patient pour l'opération : endormissement ; pose de sondes pour le pouls, d'un drain pour l'urine, d'un tube pour la respiration ; protection des yeux une fois fermés, etc. ;
- positionnement du patient, une fois endormi, pour l'opération : appui du corps sur le côté, fixation de la tête avec un système de pointes ancrées dans le crâne pour que ce dernier ne puisse pas bouger durant l'opération ;
- positionnement et fixation de l'« étoile patient » : l'« étoile patient » est un repère physique tridimensionnel qui permet de repérer où se trouve la tête du patient. Elle ne bouge donc pas par rapport au crâne du patient ;
- descente et mise en position du microscope par repérage grâce à l'« étoile microscope » (repère physique tridimensionnel qui permet de repérer où se trouve le microscope). Ce microscope est fixé sur l'effecteur d'un robot parallèle, le « Surgiscope » [ISIS, SURGISCOPE web] ;
- vérification du fonctionnement du pointeur manuel en pointant les extrémités de l'« étoile patient » : le pointeur permet de désigner un point de l'espace et de renvoyer ses coordonnées au dispositif ;

- mise en correspondance du pointeur et du laser-microscope : pointage avec le pointeur sur un point laser projeté sur un plan ;

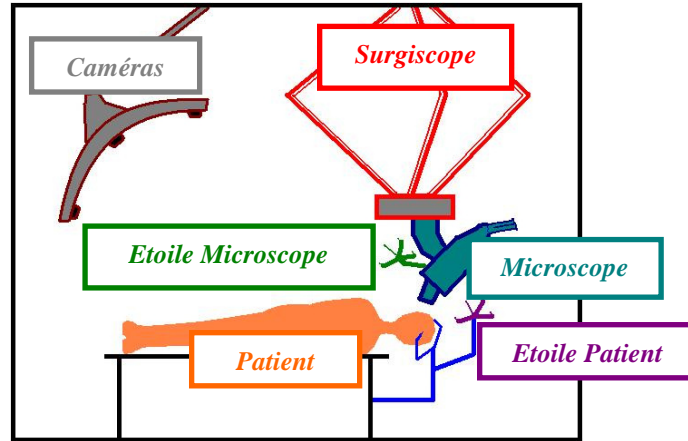


Fig. 1-5 : Schéma du positionnement des instruments pour une opération d'ablation de tumeur en bloc opératoire

- mise en correspondance des pastilles apparaissant à l'écran avec les vraies pastilles fixées sur le crâne du patient : navigation 3D possible du pointeur et reconstruction en direct des images I.R.M. en fonction de l'orientation du pointeur sur les pastilles ;
- repérage sur le crâne de la zone de la tumeur et des incisions à réaliser (avec un crayon) ;
- décollage des pastilles collées sur le crâne du patient ;
- pose de protections stériles (champs plastiques stériles) autour du « Surgiscope » et du microscope pour éviter toute contamination.

À retenir

Pour la conception de notre nouveau système, tout le dispositif de mise en correspondance des coordonnées entre le Surgiscope et le patient sera conservé, exception près du microscope qui sera remplacé par un notre système robotisé mini-invasif.

1.1.1.3. Début de l'opération

Les premiers gestes chirurgicaux, pour permettre l'ouverture du crâne et l'accès au cerveau, se déroulent de la manière suivante :

- désinfection de la tête du patient ;
- anesthésie locale par piqûre de la peau sur la zone d'incision (produits pour la contraction des vaisseaux...) ;
- couture de champs opératoires plastiques stériles, sur le crâne du patient, pour délimiter la partie de crâne accessible pour l'opération et isoler le reste du crâne du patient ;
- incision de la peau ;

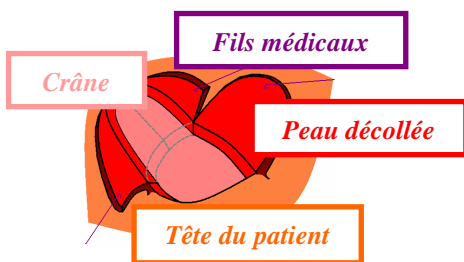


Fig. 1-6 : Décollage de la peau et maintien par couture



Fig. 1-7 : Pose d'agrafes

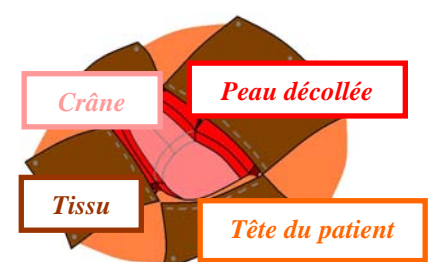


Fig. 1-8 : Ouverture par repliement de la peau et recouvrement par des tissus médicaux

- décollage de la peau et maintien de cette dernière par des fils médicaux (voir Fig. 1-6) ;

- fixation de tissus médicaux avec des agrafes sur la peau repliée autour de l'ouverture (voir Fig. 1-7 et Fig. 1-8) ;
- vérification de la localisation de la tumeur sur le crâne du patient, en déplaçant le pointeur sur le crâne du patient et en regardant sur l'écran où l'on se trouve par rapport à la tumeur ;
- enlèvement d'un 1^{er} « volet » déjà découpé lors d'une 1^{ère} opération (en effet le patient avait déjà fait l'objet d'une première opération d'ablation de tumeur) :
 - ▶ enlèvement des rivets fixant le volet osseux de plaque crânienne découpé lors de la première opération,
 - ▶ enlèvement du premier « volet »,
- coupe avec une fraise d'un second « volet » d'os (voir Fig. 1-9) ;
- mise à l'air libre de la membrane mère située sous la boîte crânienne (voir Fig. 1-10) ;



Fig. 1-9 : Découpe des os du crâne avec une fraise

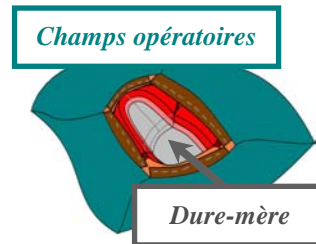


Fig. 1-10 : Ouverture une fois le crâne découpé

- pose d'écarteurs « statiques » qui maintiennent l'ouverture du champ opératoire ;
- descente et mise en position du microscope pour l'opération ;
- mise en marche de l'écran donnant l'image du microscope aux assistants opératoires ;
- installation du chirurgien sur le siège opératoire et réalisation de l'opération par vision avec le microscope (voir Fig. 1-11) :
 - ▶ le chirurgien est aidé de son assistant. Ils réalisent tous les deux leurs gestes par l'intermédiaire de doubles lunettes 3D en sortie du microscope (voir Fig. 1-12),
 - ▶ une autre assistante prépare tous les instruments et liquides nécessaires pour l'opération (voir Fig. 1-13) et elle les approche au chirurgien dès qu'il en a besoin. Elle peut, elle aussi, suivre l'opération sur un écran 2D disposé en face d'elle.

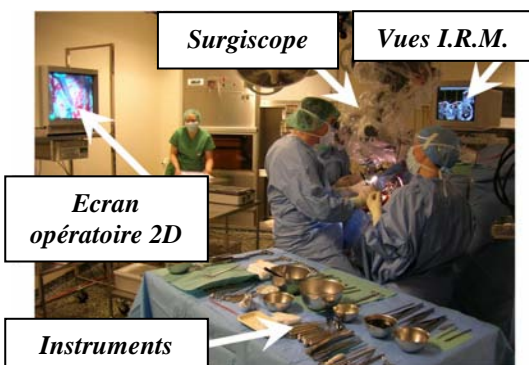


Fig. 1-11 : Dispositif opératoire

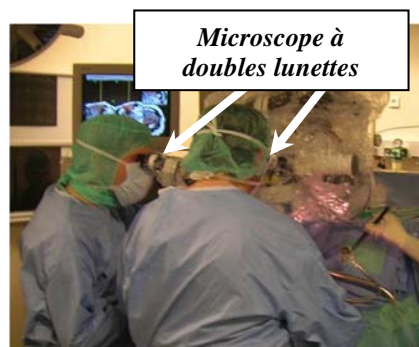


Fig. 1-12 : Doubles lunettes du microscope



Fig. 1-13 : Assistante du chirurgien

À retenir

L'un des points clefs du cahier des charges du nouveau système multi-robots réside dans le fait qu'il devra permettre une réduction importante de l'invasivité de la procédure actuelle. Le crâne ne devra pas être ouvert de manière conventionnelle mais de manière plus réduite et étanche : sans perte et modification de la pression interne du crâne. Ceci devrait offrir l'avantage de réduire le temps de travail opératoire et de supprimer certaines complications dues aux trop grandes ouvertures (temps important nécessaire à la découpe du crâne et suture de la peau, risque d'infections, saignements importants au contact de vaisseaux, etc.). Le nouveau système multi-robots devra donc permettre une ouverture du crâne avec une incision réduite.

1.1.1.4. Ablation de la tumeur

L'accès à la tumeur et au site chirurgical, suivi de l'ablation de la tumeur, peuvent ensuite être accomplis. La procédure opératoire est la suivante :

- ouverture de la membrane dure mère ;
- vérification de la localisation et du contour de la tumeur avec le pointage laser du microscope et la confrontation des images I.R.M. ;
- réalisation de différents gestes opératoires en utilisant différents instruments de :
 - ▶ fragmentation et découpe de la tumeur en petites parties avec un instrument à ultrasons,
 - ▶ aspiration des parties de la tumeur fragmentée grâce à un tube aspirateur,
 - ▶ pose de compresses en coton en cas d'hémorragie,
 - ▶ cautérisation de vaisseaux par pinces électrisantes,
 - ▶ projection d'eau pour nettoyer en cas d'hémorragie et aspiration du liquide,
 - ▶ dégagement et décollage de la tumeur restante avec des pinces ou d'autres instruments, en suivant la limite tumeur/cerveau au microscope et en vérifiant sur les images I.R.M. ce qui est vraiment de la tumeur ou du tissu sain :
- ❖ le chirurgien utilise beaucoup son sens du toucher : « partie anormalement ferme de tissus » (il y a une différence de texture entre le tissu sain et la tumeur),
- ❖ il y a parfois quelques difficultés, à l'œil nu, pour savoir si le tissu fait partie de la tumeur ou non. Le chirurgien effectue alors des vérifications avec les vues I.R.M.

À retenir

Le nouveau système multi-robots devra être équipé d'un dispositif qui relèvera en temps réel des informations sur l'environnement proche du robot. Ces informations seront confrontées à des simulations prédictives (obtenues à partir de prises d'images IRM réalisées en préparatoire) afin de prévoir et vérifier la bonne position du robot dans le cerveau, rectifier ce positionnement ou encore anticiper des obstacles à éviter.

1.1.1.5. Fin de l'opération

Une fois l'ablation terminée, une dernière phase consiste à refermer les diverses incisions :

- fermeture du crâne :
 - ▶ remplissage du vide interne créé par l'ablation de la tumeur avec un liquide neutre,
 - ▶ fermeture de la membrane mère : ajout d'un tissu cousu sur la membrane pour combler le trou (en effet, une fois la membrane découpée, on ne peut pas la retendre et la refermer totalement, il y a toujours un espace manquant),
 - ▶ fermeture du crâne en refixant les « plaques d'os crânien » (utilisation de rivets pour maintenir les os en position),
 - ▶ couture des tissus et de la peau pour refermer complètement la plaie.
- nettoyage du crâne ;
- rangement des champs opératoires et des instruments.

À retenir

Avec le nouveau système multi-robots, cette étape devrait être grandement simplifiée en particulier en raison de la taille réduite de l'ouverture du crâne qui nécessitera moins de temps et d'efforts pour être refermée.

Des opérations, comme celle présentée ci-dessus, sont relativement fréquentes dans ce service du CHU (de 2 à 5 opérations par semaine menées par l'équipe du neurochirurgien, le Pr. Lemaire). Dans le cas de tumeur au cerveau, environ 10% des patients sont traités par radiothérapie, le reste, 90 %, sont soit opérés (comme précédemment), soit « non-traités » pour des raisons d'impossibilité d'accès à la tumeur. Il y a donc nécessité de développer un système robotique qui puisse permettre d'atteindre des tumeurs ou des lésions de plus en plus profondes, afin de pouvoir les traiter ou les soustraire.

1.1.2. Avantages de l'utilisation d'un système robotique comparés aux opérations neurochirurgicales conventionnelles

Schématiquement, lors d'opérations chirurgicales conventionnelles comme celle présentée ci-dessus, l'ablation de tumeurs se fait à partir d'ouvertures du crâne relativement restreintes (« volets » d'os). Ensuite, une cortectomie et la création d'un espace libre autour de la trajectoire d'accès à la tumeur sont réalisées, en poussant délicatement sur les côtés les tissus du cerveau par le biais d'écarteurs.

L'accès à la tumeur est d'autant plus facilité que celle-ci se trouve en périphérie du cerveau et la moins ancrée possible (la moins connectée possible par des vaisseaux sanguins). Il n'en demeure pas moins que certaines tumeurs sont trop profondément implantées ou entourées de zones du cerveau appelées « zones éloquentes » (zones fonctionnelles ou motrices qui peuvent entraîner de sévères dommages en cas de lésions), et que leurs opérations comportent de trop grands risques, voire elles sont impossibles à réaliser. Cette limitation est principalement due au fait que le chirurgien ne peut accéder aux tumeurs que de manière quasi-rectiligne, et ce, à cause des instruments utilisés (les écarteurs) qui ne permettent pas de progresser suivant des trajectoires courbes. Enfin, la taille des tumeurs rajoute encore de la difficulté, la réduction de celles-ci engendre un affaissement du cerveau, qui ne peut être que partiellement récupéré par le chirurgien.

Disposer d'un robot qui puisse avoir des structures et des configurations permettant de courber son corps, d'aller plus profondément à l'intérieur du cerveau du patient, tout en nécessitant moins d'espace de pénétration (dans les limites de la solution mécanique adoptée et des technologies utilisées pour la conception), serait donc une aide technique indéniable pour le chirurgien.

De plus, comparativement aux opérations de neurochirurgie conventionnelle, un robot qui pourrait entrer dans le cerveau par des incisions étroites et « étanches », tout en maintenant la pression intracrânienne à son taux nominal, représenterait un avantage supplémentaire. Ceci pourrait limiter les risques d'hémorragies et d'infections, et ainsi permettre au patient de récupérer plus vite après l'opération.

Le dispositif utilisé pour les opérations, qui utilise des caméras et des marqueurs pour contrôler la position 3D relative du microscope par rapport à la tête du patient, peut être utilisé mais il doit être adapté pour contrôler la position d'entrée du système robotique dans le crâne, en concordance avec la localisation des tumeurs dans les images IRM.

Un retour d'informations en temps réel est nécessaire pour rendre compte de l'évolution de l'environnement (conditions physiques et biologiques) et de la position relative du robot par rapport au cerveau et à la tumeur.

Enfin, les tumeurs peuvent avoir des formes et des volumes complexes, et présenter des interpénétrations dans les tissus environnants (plus ou moins dissociables entre parties saines et parties tumorales). Il est très rare qu'elles puissent être retirées d'un seul tenant. Elles doivent être découpées en petits morceaux tout en respectant la frontière minimale délimitant la tumeur du cerveau sain.

Des solutions mécaniques et robotiques peuvent être envisagées pour remplir ces différentes tâches. Le cahier des charges de conception d'un robot susceptible de répondre à l'ensemble de ces différents critères est présenté dans la suite de ce chapitre.

1.1.3. Décomposition de l'application globale en un système multi-robots

La conception et le développement du système multi-robots pour la neurochirurgie mettent en jeu différents partenaires du site clermontois (voir la Fig. 1-14 avec les laboratoires impliqués dans le projet).

Dans le but de formaliser notre projet et de caractériser plus précisément chacune des tâches à accomplir pour la réalisation du système global, un dialogue permanent avec les neurochirurgiens a été maintenu et a permis de définir un système multi-robots (présenté Fig. 1-15) décomposé en divers sous-systèmes remplissant chacun des fonctionnalités différentes : le robot porteur, le simulateur de planning pré-opératoire, le robot de découpe et d'ouverture du crâne, le robot de déploiement et le robot d'ablation.

La définition de ce système multi-robots a fait l'objet d'une présentation à la cinquième conférence internationale de l'IBMISPS à Los Angeles [ALRIC 08a].

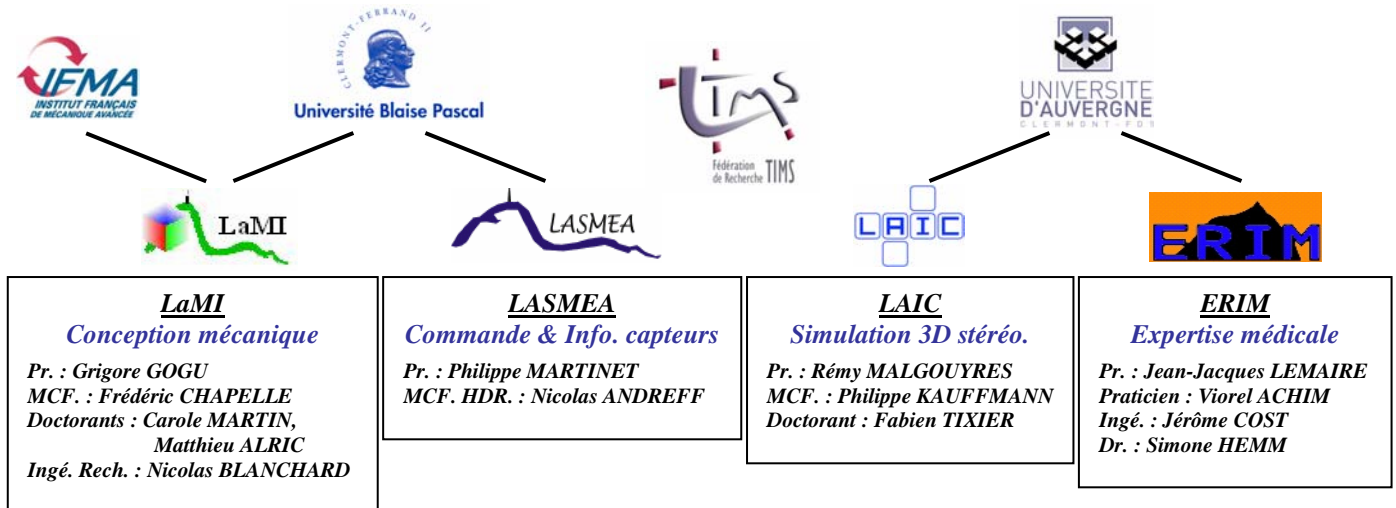


Fig. 1-14 : Partenaires et structures impliquées dans le projet global de conception d'un système multi-robots pour la neurochirurgie

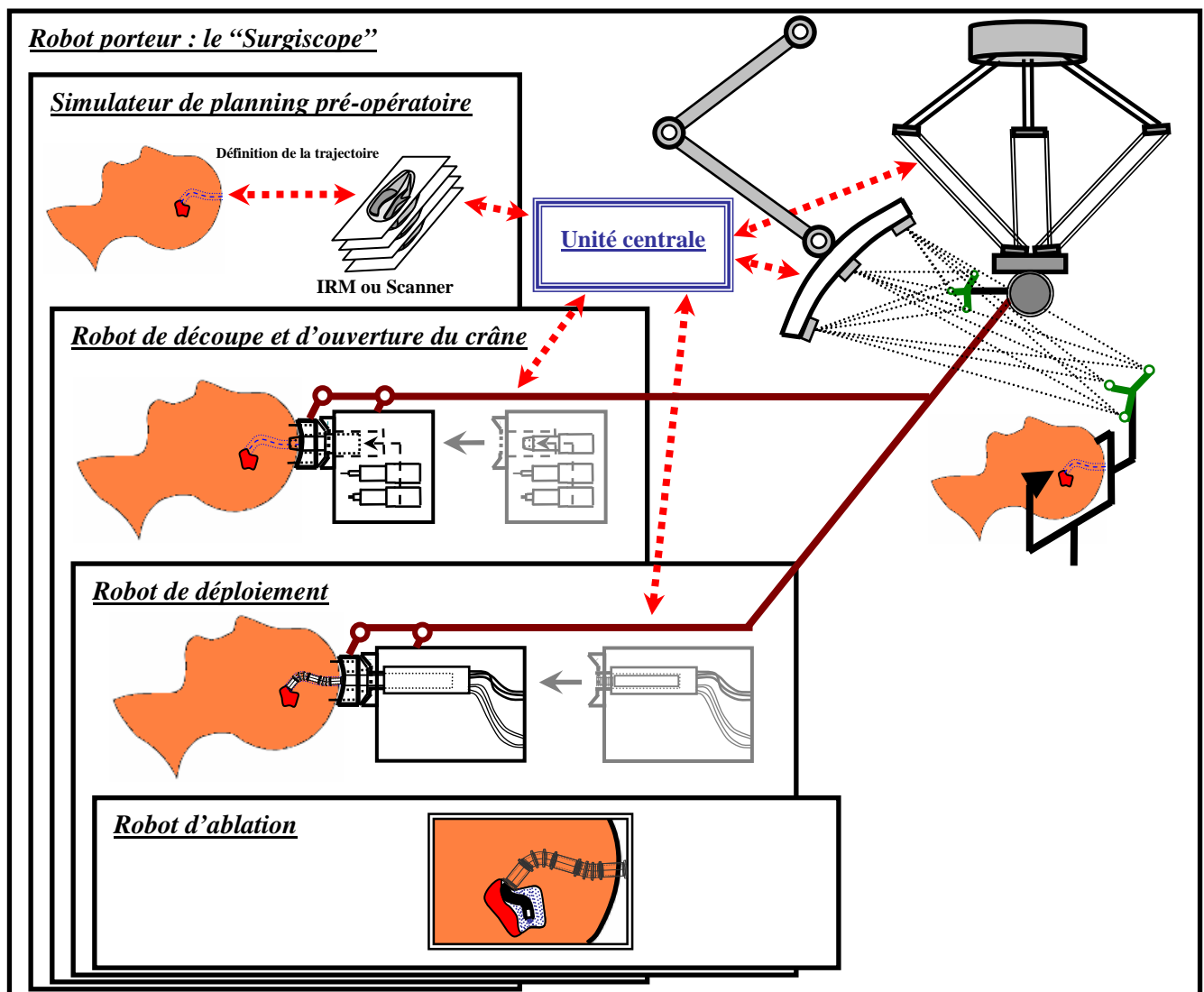


Fig. 1-15 : Système multi-robots

1.1.3.1. Robot porteur : le « surgiscope »

Le robot porteur doit permettre de positionner les autres sous systèmes robotiques en face du point d'entrée dans le crâne du patient. Ce positionnement est réalisé par une mise en correspondance des images IRM localisant la tumeur par rapport à la position du patient sur la table et à la position courante du robot. Ce

robot porteur va aussi servir de maintien pour le reste du système robotique d'intervention (système invasif). Il doit donc être précis et relativement rigide pour subir le moins de perturbations possibles.



Fig. 1-16 : Robodoc



Fig. 1-17 : ACRobot



Fig. 1-18 : CASPAR

Des robots à architecture sérielle pourraient être utilisés comme en arthroplastie (**Robodoc** [PRANSKY 98], **ACRobot** [DAVIES 99] ou **CASPAR** [URS web]) où ces robots, similaires à certains robots industriels, positionnent des outils pour travailler sur des os en fournissant des efforts importants (voir Fig. 1-16, Fig. 1-17 et Fig. 1-18). En endoscopie et laparoscopie, des bras sériels sont utilisés, souvent avec des structures moins imposantes qu'en arthroplastie, car les efforts sont moins importants. L'aspect sériel est ici utilisé plus pour un gain de place : disposition de plusieurs bras sériels en coopération autour du ventre du patient. En neurochirurgie aussi, les architectures sérielles de porteur ont été utilisées principalement pour des tâches de positionnement (voir robots **NeuroMate** [LI 02], **NeuroMaster** [LIU 04], ou **NeuRobot** [HONGO 01] [HONGO 03], respectivement Fig. 1-19, Fig. 1-20 ou Fig. 1-21).



Fig. 1-19 : NeuroMate



Fig. 1-20 : NeuroMaster



Fig. 1-21 : NeuRobot

Le CHU de Clermont Ferrand utilise, lui, un robot, « le **Surgiscope** » [ISIS, SURGISCOPE web], pour le maintien et le positionnement d'un microscope stéréoscopique (voir Fig. 1-22). Ce système est couplé avec le dispositif de navigation. Il a été décidé, à terme, d'adapter notre système mini-invasif à ce porteur parallèle. En effet, cette architecture parallèle offre à la fois une bonne rigidité et une bonne précision. De plus, l'encombrement est réduit par le fait que le robot porteur est fixé au plafond, ce qui représente un avantage non négligeable.



Fig. 1-22 : Surgiscope

1.1.3.2. Simulateur de planning pré-opératoire

Un simulateur de planning pré-opératoire est développé au sein du LAIC dans le cadre d'une thèse. Ce simulateur doit donner une localisation précise des zones « éloquentes » du cerveau qui entourent le site à opérer et fournir une trajectoire d'accès à la tumeur. Cette trajectoire doit éviter les principaux vaisseaux

sanguins facilement identifiables sur les images IRM, tout en étant compatible avec les mobilités potentielles du système robotique. L'étape principale de ce travail consiste à construire un modèle 3D du site chirurgical (cerveau, tumeur, vaisseaux, etc.) à partir des images IRM et scanner (voir Fig. 1-23).

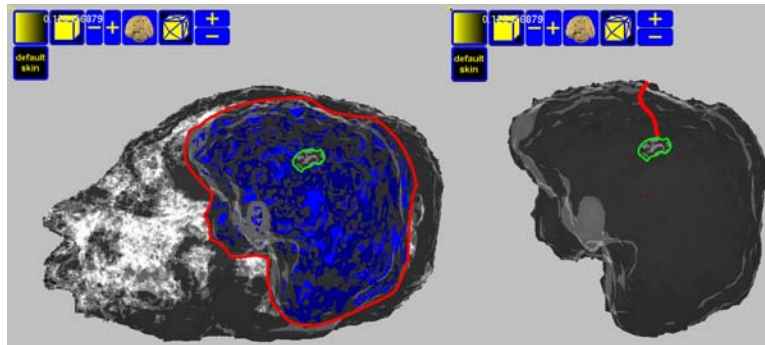


Fig. 1-23 : Première version du simulateur de planning pré-opératoire (représentation 3D du crâne, du cerveau et de la tumeur, définition de la trajectoire 3D d'accès à la tumeur)

Par expérience et grâce à ses connaissances anatomiques, le chirurgien définira ensuite les zones du cerveau à éviter et le contour précis de la tumeur. Le simulateur doit aider le chirurgien à optimiser la définition de la trajectoire et permettre de valider la procédure chirurgicale.

1.1.3.3. Robot de découpe et d'ouverture

L'ensemble du système d'intervention, dont le robot de découpe et d'ouverture du crâne fait partie, doit être fixé en bout de la plateforme du « Surgiscope ». Cette plateforme se positionne en face du point d'introduction du système robotique dans le crâne (point le mieux adapté pour pénétrer à l'intérieur de la tête du patient, point qui aura été défini au préalable par le neurochirurgien lors de son planning préopératoire). Ce robot de découpe et d'ouverture schématisé Fig. 1-27, est décomposable en différentes entités présentées dans les paragraphes suivants.

Dispositif de fixation sur le crâne du patient

Ce dispositif est nécessaire pour améliorer la stabilité de l'ensemble en assurant une liaison plus ou moins rigide avec le crâne du patient. Nous pouvons nous inspirer des systèmes se fixant sur le corps des patients, comme ceux utilisés en arthroscopie (exemple : **MBARS** [WOLF 05], voir Fig. 1-24) qui se fixe de manière rigide sur les os du genou : utilisation de systèmes d'épinglage, de pinces rigides ou de vis. La société Medtronic Inc. propose aussi différentes solutions de fixation de plaques sur le crâne par des vis auto-perçantes qui facilitent le vissage et la pénétration dans les os [MEDTRONIC, TIMESH web]. Ces solutions sont réalisées à base de matériaux en titanium.

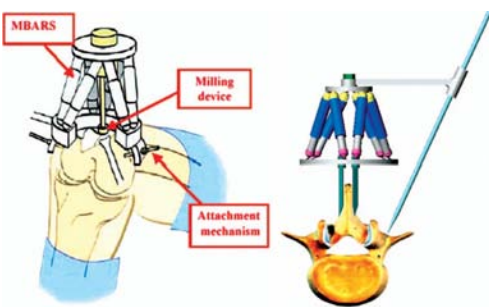


Fig. 1-24 : MBARS



Fig. 1-25 : MARS

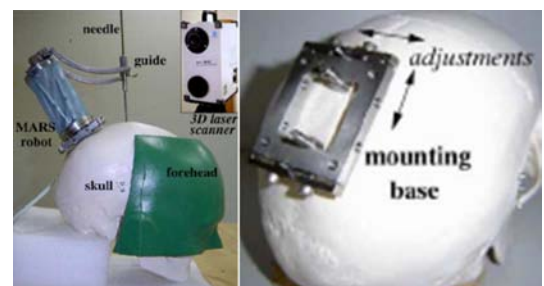


Fig. 1-26 : Robot CranioAssist M.A.R.S. et son système de fixation sur un crâne

Le système **MARS** [SHOHAM 03], utilisé dans différentes applications chirurgicales et, en particulier en neurochirurgie, présente un concept très intéressant, utilisant une sorte de cadre ou de plaque qui se fixe directement sur le crâne du patient (voir Fig. 1-25 et Fig. 1-26) et sert à la fois de repère invariant sur le crâne et de maintien rigide du système d'intervention. Ce dernier peut donc être retiré à tout moment et replacé en minimisant les erreurs de repositionnement. Ce principe pourrait être utilisé dans le cadre de notre application, où un cadre fixé sur le crâne pourrait servir de base de fixation des divers sous-systèmes d'intervention.

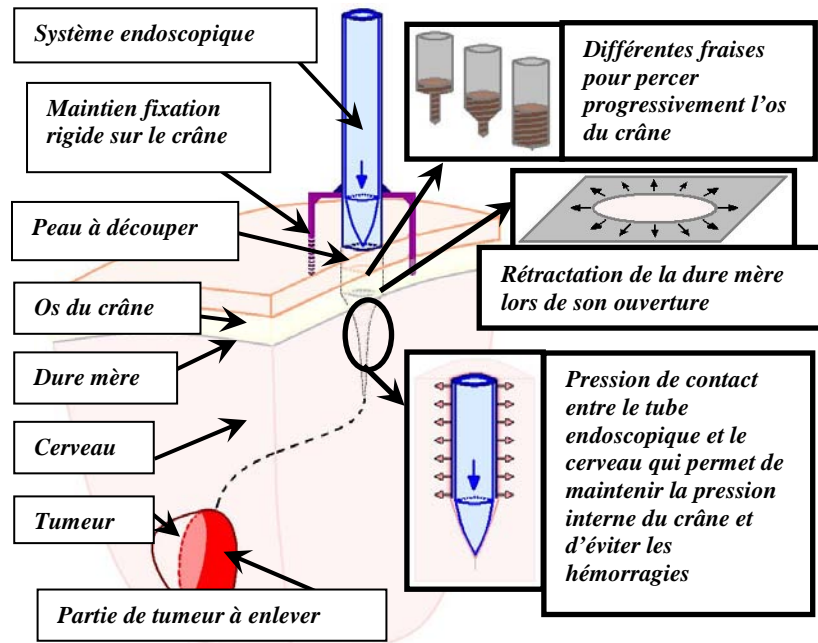


Fig. 1-27 : Schéma d'entrée dans le crâne

Ensuite, pour pénétrer à l'intérieur du crâne, nous devons passer à travers différentes couches de matière (voir Fig. 1-27) : la peau, les os du crâne et la dure-mère. Ces matières ont des caractéristiques différentes. Il faut donc utiliser des outils terminaux de coupe différents pour chaque couche.

Dispositif d'écartement de la peau

Après avoir coupé la peau suivant une ligne (avec une lame de type scalpel), des écarteurs doivent pousser la peau pour libérer une partie de la surface du crâne, en vue de la découpe du « volet » d'os (voir Fig. 1-28). L'ouverture doit avoir une forme circulaire de diamètre maximum 20 mm.

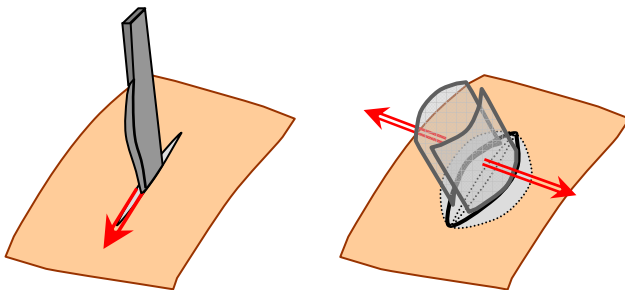


Fig. 1-28 : Concept de coupe et d'écarteur de peau à la surface du crâne



Fig. 1-29 : Exemples de fraises chirurgicales

Dispositif de découpe d'os

Ce dispositif de coupe doit permettre l'ouverture de la boîte crânienne. La découpe d'os est une opération courante en chirurgie. Il existe une large gamme de fraises, forets et perforateurs chirurgicaux, avec des tailles, des formes et des caractéristiques de coupe différentes (voir Fig. 1-29). Un limiteur de couple et d'efforts devra être ajouté au système pour détecter si l'outil a traversé le crâne, et ainsi protéger la dure-mère et ne pas endommager le cerveau situé en dessous. Afin de réduire l'invasivité, l'ouverture ne doit pas excéder 20 mm de diamètre. Enfin, à la fin de l'opération, les morceaux d'os enlevés (partie d'os broyée lors de l'ouverture par les fraises) devront être remplacés par des prothèses, avant de recoudre et refermer le crâne.

Remarque sur l'ouverture de la dure mère

La dure mère constitue la dernière couche recouvrant le cerveau, restant à traverser. Elle est relativement souple et mince : de par sa consistance, un « simple » trou suffit à provoquer une rétraction de cette membrane sur elle-même, et offrir une ouverture suffisante pour le système robotique mini-invasif.

1.1.3.4. Robot de déploiement pour accéder à la tumeur

Une fois la voie d'entrée à l'intérieur du cerveau ouverte, un dispositif doit permettre d'accéder de la surface du crâne jusqu'au site chirurgical (la tumeur à réséquer). Ce robot invasif doit se mouvoir à l'intérieur du cerveau en suivant, de manière la plus fidèle possible, la trajectoire définie lors du planning préopératoire, tout en tenant compte des différentes contraintes biomécaniques imposées par l'environnement (c'est-à-dire le cerveau). La définition et la modélisation géométrique de cette tâche robotique constituent un des objectifs de ce travail de thèse. Elles feront l'objet d'une étude plus détaillée (parties 2.2. et 2.3. de ce chapitre).

1.1.3.5. Robot d'ablation

Un autre sous-système robotique, à bien distinguer du système précédent (le robot de déploiement), est le robot d'ablation. Ce dernier doit permettre, une fois l'accès dégagé jusqu'au site chirurgical (la tumeur), de réaliser les tâches opératoires d'ablation. La définition de ce système et la modélisation de ses tâches ne seront pas détaillées dans cette étude, mais nous donnons cependant les principales fonctionnalités qu'il doit être amené, à terme, à réaliser.

Déplacement des instruments à l'intérieur de la tumeur

Ce robot « extremum », devra se fixer en bout du robot de déploiement et suivre des trajectoires pour éviter la tumeur de par son intérieur. Il doit balayer le plus grand volume possible de la lésion. Un des objectifs majeurs est de rendre l'ablation la plus automatisée possible, en tenant compte de la complexité de la tâche : formes de tumeurs plus ou moins complexes, textures plus ou moins denses ou solides. La taille des tumeurs à opérer est de l'ordre de quelques centimètres de diamètre, d'une forme géométrique irrégulière pouvant avoir des concavités ou/et des convexités. La consistance du cerveau peut être comparée à celle du blanc d'un œuf dur et celle de la tumeur au jaune d'œuf dur (des travaux pratiques en médecine se font sur des œufs durs pour donner aux étudiants une idée des sensations et de la consistance du cerveau au contact d'instruments chirurgicaux).

De plus, au cours de l'opération, la limite tumeur-tissu sain peut varier, due au fait de l'enlèvement de matière tumorale, et peut provoquer un affaissement du cerveau. La trajectoire à suivre définie en préopératoire peut donc être amenée à changer au cours du travail du robot. Le mini-robot d'ablation doit donc être capable de s'adapter à des changements de trajectoire au cours du temps. Il faut donc faire un choix d'architecture cinématique particulier, permettant une réactivité et une adaptation rapide à une nouvelle définition de trajectoire. La précision du mini-robot dans son déplacement et la réalisation de l'ablation doit être d'un millimètre d'erreur au maximum. La partie non réséquée de la tumeur pourra être traitée en aval de l'opération par de la chimie dans un contexte de traitement multi-thérapies.

Fragmentation de la tumeur

Comme expliqué précédemment, la taille et la complexité des tumeurs ne permettent pas de pouvoir les retirer en un seul morceau. Il faut donc les fragmenter en petites parties. Des solutions possibles pour réaliser cette fonction peuvent utiliser la technologie des bistouris à ultrasons ou des anneaux électriques.

Les bistouris utilisés actuellement par les neurochirurgiens fragmentent sur une largeur de quelques millimètres, avec une profondeur d'environ 1 mm de matière, sans nécessiter vraiment une orientation spécifique de l'outil (effet sur toute la périphérie de l'extrémité de l'outil) et sans avoir besoin d'exercer d'effort particulier sur la matière.

Enfin, d'autres solutions mécaniques peuvent aussi être envisagées, utilisant des vis sans fin ou des lames translation, pour sectionner la tumeur en petits morceaux.

Evacuation de la tumeur

Pour évacuer les morceaux de tumeurs et autres liquides, l'aspiration paraît être la solution la mieux adaptée. Le robot d'ablation doit donc avoir un orifice destiné à l'aspiration et un conduit intégré pour évacuer les substances.

Cautérisation

En observant le déroulement d'une opération, il arrive fréquemment que le chirurgien ait à sectionner les petits vaisseaux qui alimentent la tumeur. Plusieurs solutions de cautérisation peuvent être envisagées : par laser (le problème de cette solution réside dans la difficulté de contrôle de la profondeur d'action du laser dans le crâne), par pince électrique ou par bistouri monopolaire.

Un point est encourageant en terme de limitation des saignements ou hémorragie dans le cas d'utilisation de robots. En effet, les robots invasifs travailleront en maintenant la pression intracrânienne constante, ce qui devrait freiner voir stopper les écoulements. Cependant, ce point reste à considérer et imposera dans un premier temps une limite de la quantité de matière pouvant être réséquée.

1.1.3.6. Autres fonctionnalités à intégrer

Un certain nombre d'autres fonctionnalités pourront ou devront être intégrées à terme dans le système multi-robots.

Transport de matières et liquides

Un ou plusieurs tubes doivent pouvoir passer à l'intérieur des structures des deux robots (de déploiement et d'ablation) pour permettre de :

- faire circuler et injecter de l'eau ou des liquides de types thérapeutiques, voire chimiothérapeutiques pour traiter localement des résidus de tumeur ;
- aspirer et évacuer du sang (en cas d'hémorragie) ou des parties de tumeurs réséquées ;

Retour d'informations sur l'avancement des tâches robotiques

Le système de déploiement doit contrôler sa position et orientation durant son avancement en vérifiant qu'il suit correctement la trajectoire d'accès. Le mini-robot d'ablation doit contrôler la position et l'orientation de son effecteur. Différentes solutions peuvent être proposées :

- l'IRM intra-opératoire : la prise d'images prend un certain temps et le travail opératoire est impossible pendant les prises d'IRM. Cette solution ne peut donc pas être envisagée pour suivre l'avancement en temps réel de l'opération ;
- un dispositif de vision, tel qu'une caméra, pourrait être utilisé pour un retour d'informations au robot ou au neurochirurgien qui supervise les opérations, mais des projections de toutes sortes (sang, liquide, matière) durant le travail du robot peuvent poser problème et obstruer la lentille ;
- une sonde ultrasonique ou échographique semble être la solution la mieux adaptée car elle offre certains avantages. Elle donne des informations en profondeur dans la matière et non en surface (permettant de délimiter la frontière entre la tumeur et le tissu sain par exemple). La prise d'information échographique en temps réel peut être utilisée, depuis l'extérieur ou au contact du corps du patient, pour vérifier où se situe le robot et quel environnement l'entoure. Ces informations pourront être confrontées avec des simulations de l'environnement (données par le simulateur de planning préopératoire), basées sur des prises IRM.

Maintien d'un espace de travail / Remplissage du vide créé par l'ablation

Le vide créé par l'enlèvement de matière fait diminuer la pression intracrânienne (PIC) et peut générer un affaissement du cerveau et des déformations. Diverses solutions sont envisageables pour combler cet espace, comme l'utilisation d'un gaz, d'un liquide ou d'un gel. Ces substances peuvent de plus avoir une utilité en post-opératoire pour des actions de traitement.

Mesure de grandeurs biomécaniques du cerveau et de la tumeur : pression et température

La PIC peut être mesurée avec des capteurs de pression, dès l'entrée du robot de déploiement à l'intérieur du crâne du patient. Une sonde de température peut aussi fournir une information supplémentaire au neurochirurgien pour contrôler l'état du patient.

Transmission des ordres et de l'énergie

La transmission des ordres et des informations n'est pas non plus à négliger, elle a toute son importance car elle influe directement sur la rapidité de réaction et le bon fonctionnement des robots. Le dispositif de transmission se doit d'être le moins encombrant possible à l'intérieur des systèmes : les

connections par fils prenant facilement de la place, les transmissions par ondes acoustiques ou électromagnétiques peuvent être envisagées, mais pour la majorité des tâches, il sera préférable que les dispositifs assurant la transmission des ordres et de l'actionnement soient déportés à l'extérieur.

Stérilisation

Les différents composants des robots doivent être compatibles avec les processus de stérilisation médicaux. Il existe deux protocoles médicaux de stérilisation :

- à Basse Pression, en utilisant le Stérad (un gaz spécifique) ;
- à Haute Température/Haute Pression.

Une autre solution peut être de prévoir certaines pièces peu coûteuses et jetables.

Sécurité du dispositif

Cette dernière fonction est très importante et doit être prise en compte lors de tous les choix technologiques. En effet, le système ne doit causer aucun dommage ou traumatisme aux parties saines du cerveau du patient. Il faut un système de contrôle du robot et de sécurité très fiable (limitation de la puissance des actionneurs, limitation de l'espace de travail du robot, etc.), qui permette aussi un rétrocontrôle du chirurgien à tout moment. En cas de problèmes techniques ou de modifications physiologiques de l'état du patient, tout doit être mis en place pour que le système puisse être arrêté et retiré aisément du crâne sans complication. La limitation de l'espace de travail du robot et l'utilisation de butées mécaniques peuvent être envisagées.

1.1.3.7. Rôle du neurochirurgien

Enfin, l'acteur le plus important du dispositif est le neurochirurgien assisté de son équipe médicale, car il restera toujours le superviseur de tout le processus. Il doit planifier l'intervention en s'aidant du simulateur du planning opératoire, définir et valider les différentes étapes de la stratégie adoptée par les robots (suivi de trajectoire d'accès, ablation, etc.). Il doit contrôler le bon accomplissement des tâches et être réactif à tout moment au cas où des événements imposent un changement de stratégie et nécessitent un contrôle manuel du système. Cette présence est obligatoire, en conformité avec les règles internationales de robotique médicale.

1.2. Définition de la tâche de déploiement dans le cerveau

Après avoir présenté l'ensemble de l'application neurochirurgicale, la suite de l'étude va se concentrer sur l'objectif du travail de thèse, c'est-à-dire la définition et la modélisation de la tâche d'accès à la tumeur dans le cerveau par un système robotique.

Pour atteindre une tumeur, différentes solutions peuvent être envisagées. La première, qui est la plus simple, est l'accès par une ouverture du crâne à l'air libre, comme cela a été précédemment présenté pour une opération conventionnelle, mais cette solution comporte un certain nombre d'inconvénients.



Fig. 1-30 : Cadre stéréotaxique et endoscopes rigides et rectilignes

Une deuxième solution peut consister à utiliser des endoscopes rectilignes et rigides (voir Fig. 1-30). Cette solution peut convenir pour des tumeurs peu profondes et de petite taille. En effet, l'aspect rectiligne contraint fortement les conditions d'accès : les tumeurs trop profondément implantées risquent fortement de ne pas être atteignables, car leur accès n'est, la plupart du temps, pas possible de manière rectiligne et directe. De plus, les instruments se glissant dans ces endoscopes rigides n'ont pas de grande mobilité, ce qui restreint l'espace de travail et donc le volume des tumeurs pouvant être traitées ou réséquées.

Devant la complexité de la tâche, la conception d'un système d'accès aux tumeurs doit être complètement repensée.

A la fin du planning pré-opératoire, le traitement d'images IRM (voir Fig. 1-31) réalisé donne une localisation précise de la tumeur et de sa position dans le cerveau. Il est donc possible ensuite de définir une trajectoire d'accès à cette tumeur.

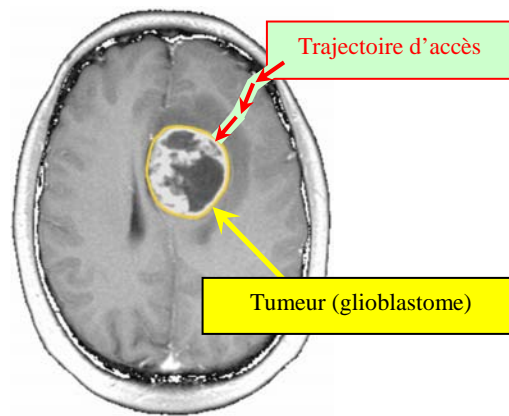


Fig. 1-31 : Exemple d'une trajectoire d'accès à une tumeur de type « glioblastome », définie sur une image IRM

Le déploiement d'un système pour accéder aux tumeurs doit se faire en respectant d'une part les caractéristiques spécifiques de la tâche à exécuter et d'autre part un certain nombre de contraintes imposées par le contexte environnemental (illustrées schématiquement Fig. 1-32) :

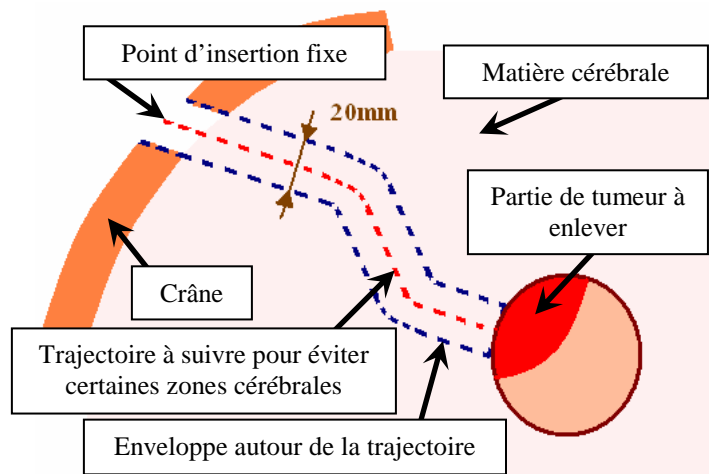


Fig. 1-32 : Illustration des caractéristiques de la tâche de déploiement et des contraintes environnementales

1. Selon les neurochirurgiens, le système à insérer dans le cerveau peut avoir un diamètre extérieur allant jusqu'à 20 mm, dimension raisonnable respectant la taille des zones potentielles d'entrée dans le cerveau et évitant une compression trop importante, voire un écrasement de la matière cérébrale mise sous pression lors de l'insertion du système. La taille de l'ouverture réalisée par le robot de découpe et d'ouverture du crâne doit être en concordance avec la dimension du robot de déploiement pour permettre son entrée dans le cerveau. La dimension de 20 mm constitue en soi un progrès non négligeable : en effet la taille de l'incision est considérablement réduite comparativement à celle d'une opération conventionnelle (sans robot).

2. Dans le cerveau, le robot ne doit pas balayer de volume de manière circulaire, comme des liaisons pivots peuvent le faire dans un espace non confiné en réorientant les membres d'un robot (voir Fig. 1-33), car ceci endommagerait tout le volume de cerveau balayé. De telles structures de robots sériels peuvent être utilisées en laparoscopie (où l'on peut gonfler l'estomac du patient et libérer de l'espace autour des organes à manipuler), mais elles ne sont pas utilisables dans le cas d'une application en neurochirurgie. Le système doit donc déployer son corps en longueur le long d'une trajectoire partant d'un point fixe à la surface du crâne jusqu'à la tumeur.

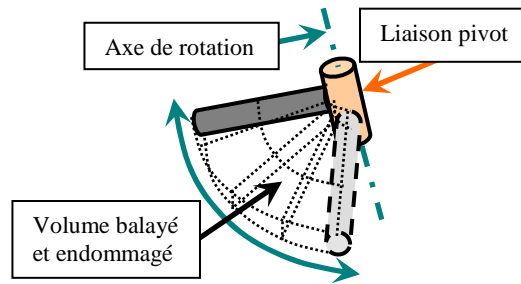


Fig. 1-33 : Mouvement de rotation endommageant un volume de cerveau

3. Le déploiement doit se faire le long d'une trajectoire courbe, laquelle peut avoir jusqu'à deux coudes d'environ 45 degrés et certaines parties droites ou courbées. La structure du robot doit donc avoir un grand nombre de degrés de liberté (pour chaque coude : 2 degrés de liberté en rotation pour fléchir en 3D et 1 degré de liberté en translation pour s'allonger ; pour chaque partie droite de trajectoire : 1 degré de liberté en translation). Si la trajectoire à suivre est composée de 2 coudes, le système doit donc avoir au moins 6 degrés de liberté dans l'espace de travail. De plus, le système doit pouvoir contrôler l'orientation de l'ensemble de sa structure, tout au long du déploiement et de l'avancée vers la tumeur.

4. Par rapport à d'autres applications chirurgicales, la longueur d'insertion reste relativement restreinte (entre 5 et 10 cm dans le cerveau), ainsi que les courbures à adopter (inférieures à 45 degrés).

5. La matière cérébrale n'offre aucune possibilité de guider le robot en utilisant des surfaces d'appui. Le système ne peut donc pas être poussé par la base en espérant se laisser guider dans la matière, comme cela est permis et utilisé en coloscopie, où le côlon constitue un guide tubulaire pour l'avancement des robots.

6. Le déploiement doit être restreint à l'intérieur d'un volume circulaire de diamètre 20 mm autour de la trajectoire. Le système ne peut pas sortir de cette enveloppe limitante, sous peine d'endommager des parties du cerveau environnantes. Le corps du système doit suivre la forme de la trajectoire d'une manière continue et le plus précisément possible.

7. À la différence de beaucoup d'autres applications de chirurgie robotisée, le déploiement étudié ici, se fait à l'intérieur même de l'organe (le cerveau). Le robot est donc complètement immergé dans la matière. Ce contact permanent (impliquant frottements, efforts, compressions, etc.) entre le robot et la matière cérébrale, dont les caractéristiques sont relativement complexes, peut affecter voire modifier le comportement du robot. Ce paramètre doit donc aussi être pris en compte.

8. Le contact entre le système robotique et la matière cérébrale va nécessiter le choix de matériaux biocompatibles à l'interface entre le système et le cerveau du patient.

9. Dans la conception du système de déploiement, il faut aussi anticiper l'intégration du robot d'ablation et prévoir les futures voies de circulation de matières (tubes internes), d'informations, voire d'énergie, qui devront passer à travers toute la structure du robot. Il faut donc avoir un espace interne continu, d'une extrémité à l'autre du robot de déploiement.

1.3. Recherche d'un concept adaptable pour le choix de la structure du robot déployable

Afin de définir le concept de robot le plus adapté possible à la tâche de déploiement, une première étape a consisté à répertorier un grand nombre de robots médicaux, voire non médicaux (une soixantaine), dans le but de s'inspirer de ces systèmes existants et de leurs concepts, tout en discernant les limites de leur utilisation pour une application de neurochirurgie et plus spécifiquement d'accès à des tumeurs dans le cerveau. Puis, une analyse plus fine de ces systèmes et des concepts associés a fait l'objet d'une seconde étape dite d'évaluation. Pour se faire, un système de notation a été mis en place permettant d'évaluer les potentialités de chacun de ces concepts par rapport à la tâche de déploiement à exécuter.

1.3.1. Définition des critères d'évaluation

Les différents critères envisagés pour l'évaluation sont listés dans le Tab. 1-1 selon leur importance relative au bon accomplissement de la tâche étudiée (tâche de déploiement pour accéder à des tumeurs). Chacun des critères de cette liste représente une des caractéristiques de la tâche décrite précédemment. Ces

critères sont classés par ordre de priorité et d'importance pour la conception du robot. Pour rendre l'étude plus claire, l'évaluation va se concentrer principalement sur les critères les plus importants, qui sont les critères n°1 à 5. Néanmoins, les autres critères ne seront pas abandonnés lors de la conception et pourront constituer des pistes pour l'évolution du prototype.

N°	Critères
1	Déploiement en longueur (capacité d'extension et de rétractation)
2	Déploiement curviligne local
3	Invasivité et encombrement (dimensions extérieures du système)
4	Mobilité
5	Espace libre à l'intérieur du système (voies de circulation existantes ou possible à intégrer dans le concept)
6	Précision
7	Rigidité du système
8	Forces de locomotion et de manipulation
9	Réactivité
10	Biocompatibilité des matériaux
11	Chaleur dégagée par les actionneurs
12	Espace libre permettant l'intégration de capteurs ou autres dispositifs en tête ou en périphérie du robot (pression, température, échographes, robot d'ablation, etc.)
13	Facilité de commande
14	Sécurité
15	Stérilisabilité

Tab. 1-1 : Liste des critères d'évaluation

1.3.2. Potentialités attendues des robots issus de l'état de l'art

Dans cette sous partie, un grand nombre de systèmes sont énumérés et regroupés selon leurs caractéristiques robotiques propres aux applications pour lesquelles ils sont dédiés, en soulignant parmi ces caractéristiques, celles qui peuvent être intéressantes à reprendre dans la conception du robot de déploiement. L'ensemble de tous les systèmes présentés ne prétend pas être exhaustif, mais essaye d'être le plus représentatif possible des différents types de robots qui peuvent exister.

1.3.2.1. Robots porteurs pour l'arthroplastie et l'orthopédie

Ces systèmes (Robodoc [PRANSKY 98], ACRobot [DAVIES 99], ArthRobot [KWON 01], MBARS [WOLF 05], CRIGOS [BRANDT 99], CASPAR [URS web], BRIGIT [MEDTECH web] [ZIMMER CORP. web]) sont principalement des robots qui réalisent des mouvements de leurs articulations à l'extérieur du corps du patient, car ils ont des structures relativement imposantes et rigides. Ils permettent un grand nombre de degrés de liberté pour déplacer des instruments suivant des trajectoires courbes et complexes mais ils nécessitent de larges incisions pour pouvoir accéder aux sites opératoires dans le corps du patient (principalement les hanches et les genoux). Ils n'entrent pas à proprement dit à l'intérieur du patient, et n'offrent pas beaucoup de mobilités internes.

Pour toutes ces raisons, l'évaluation menée dans ce chapitre ne se penche pas en détail sur ces systèmes, car ils sont trop loin des besoins de l'application de déploiement. Cependant, il reste toujours intéressant d'avoir un aperçu des technologies utilisées, des architectures de robots (sérielles ou parallèles), et des méthodes appliquées pour réaliser les tâches opératoires telles que le suivi de trajectoires courbes pour la découpe d'os [KWON 01].

1.3.2.2. Systèmes multi manipulateurs pour la chirurgie générale



Fig. 1-34 : ZEUS

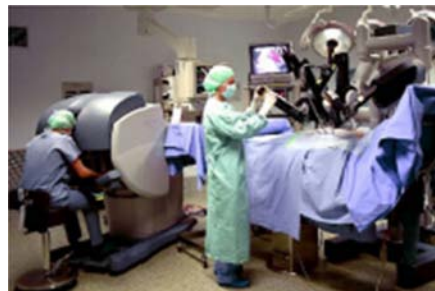


Fig. 1-35 : Da Vinci

Ces systèmes (RTW [CAVUSOGLU 01], ARTEMIS [RINISLAND 99], Endo[P]AR [MAYER 04], System de l'Université de Tokyo [MITSUISHI 03], ZEUS [ZEUS web] voir Fig. 1-34, Da Vinci [DA VINCI web] voir Fig. 1-35) requièrent d'importants degrés de liberté pour mouvoir les instruments, que ce soit à l'intérieur ou à l'extérieur du corps du patient. Ils sont principalement employés pour le positionnement et l'actionnement d'instruments au niveau du site à opérer, après les avoir insérés aux travers de trocars. Les manipulations se font manuellement par les chirurgiens en utilisant des manettes.

Ces systèmes sont principalement utilisés en chirurgie générale et laparoscopie, car les opérations sont réalisées dans des parties du corps où il est possible de libérer de la place autour des organes (par gonflage du thorax et de l'abdomen), ce qui permet l'insertion de plusieurs instruments (et bras de robot) pour des manipulations en coopération, contrôlées par l'observation endoscopique.

Ces systèmes ne sont pas adaptables en neurochirurgie où l'opération est réalisée sur le cerveau qui est un organe très sensible en compression et qui est fermé à l'intérieur du crâne (donc sans espace libre environnant).

Le contrôle haptique devrait donner au chirurgien un meilleur retour sensoriel sur les manipulations. Le filtrage anti-tremblements est aussi à l'étude et va constituer une partie intrinsèque de la commande de ces systèmes.

Même si, tel qu'ils sont conçus, ces systèmes ne sont pas applicables en neurochirurgie, certains aspects de leur conception restent tout de même intéressants et à prendre en considération.

1.3.2.3. Systèmes de neurochirurgie

Robots de neuro-diagnostic et de neuro-radiothérapie

Différents types de robots ont été développés en neurochirurgie, et les premiers ont d'abord été développés pour des tâches non-invasives d'observation ou de traitement par radiothérapie (pour exemple : le GammaKnife [GAMMAKNIFE web] ou le CyberKnife [CIBERKNIFE web]) ou encore pour des neuro-diagnostics (le MKM ou l'OPMI Pentero de la compagnie ZEISS). Ces robots ont des structures principalement sérielles.

Un rare exemple, le « Surgiscope », permettant de positionner un microscope, a une structure parallèle et est fixé au plafond.

En résumé, tous ces robots sont simplement des robots porteurs, à structure relativement imposante, réalisant du positionnement d'instruments de mesures (sondes), d'observation (vision, microscope, etc.) ou de traitement à distance (radiothérapie), mais ils ne permettent aucune manipulation invasive.

Robots de neurochirurgie

Cette classe de systèmes permet d'accéder et de manipuler à l'intérieur du crâne du patient. Au contact des tissus cérébraux, et aidés par des images préopératoires (IRM ou scanner), des dispositifs de localisation contrôlent le mouvement d'instruments avec une certaine précision. La plupart des systèmes (NeuroMaster [LIU 04], PathFinder [FINLAY 03] [PROSURGICS, PathFinder web], NeuroMate [LI 02], NeuRobot [HONGO 01] [HONGO 03], NeuroArm [SUTHERLAND 03a]) sont des robots ayant des mobilités externes (au crâne) et permettant principalement le positionnement de guides (rigides) à travers lesquels le chirurgien peut insérer des instruments jusqu'au contact des tissus cérébraux.

Le positionnement peut être relativement automatisé, en utilisant un planning préopératoire, ou corrigé en temps réel grâce à des manettes. Après introduction des instruments dans les guides, le chirurgien peut réaliser certaines manipulations comme des biopsies ou positionner des électrodes.

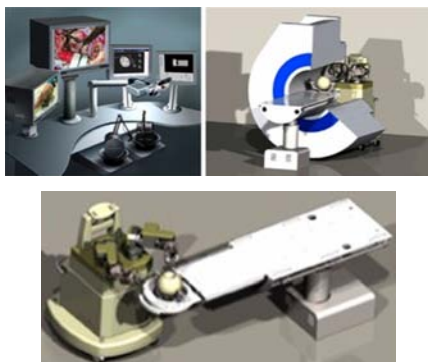


Fig. 1-36 : NeuroArm et son dispositif



Fig. 1-37 : Mode virtuel de préparation d'opération du NeuroArm

Le NeuroMate [LI 02], le NeuRobot [HONGO 01] [HONGO 03], puis le NeuroArm [MCBETH 04] [SUTHERLAND 03a] (voir Fig. 1-36 et Fig. 1-37) illustrent une certaine forme d'évolution des robots en neurochirurgie, avec des degrés de liberté qui améliorent la mobilité à l'intérieur du crâne. Cependant, cette dernière reste encore restreinte et ne permet pas encore toutes les manipulations possibles (accès limité à certaines zones du cerveau).

Un dernier robot de neurochirurgie, le MARS CranioAssist [SHOHAM 03], est particulier en raison de sa taille (petite), de son poids (léger), de sa structure (parallèle), et du fait qu'il vient se fixer directement sur le crâne du patient.

Pour notre étude, il faudra s'intéresser à des robots ayant plus de mobilité, tout en étant de faibles dimensions, et se rapprochant encore plus des attentes et besoin de la tâche neurochirurgicale. Ces systèmes, développés dans le domaine médical ou industriel, sont regroupés dans les paragraphes suivants.

1.3.2.4. Systèmes à hautes mobilités utilisés pour des tâches spécifiques de chirurgie

Dans cette section, nous présentons, classés en différents groupes, des types de robots à hautes mobilités, qui peuvent être utilisés pour des tâches particulières de chirurgie telles que : la suture (robots équipés de pinces, aiguilles, etc.), la manipulation en environnement comportant des obstacles potentiels (organes, vaisseaux sanguins, etc.), l'endoscopie (utilisation d'une caméra ou d'un optique embarqué sur le robot), la coloscopie, etc.

Systèmes médicaux poly-articulés

Le Tab. 1-2 présente les principales caractéristiques des systèmes poly-articulés médicaux et donne pour chacun des sous groupes (définis par le type d'actionnement) des exemples de robots. Les avantages et inconvénients de ces systèmes sont aussi énumérés dans ce tableau.

Type d'actionnement	Moteurs et engrenages	Câbles	Bielles	Alliages à mémoire de formes
Exemples de Systèmes	DRIMIS [SALLE 04b], Hyper-Endoscope [IKUTA 94] [IKUTA 99], RAMS [DAS 97]	Robin [NAWRAT 03], DLR [SEIBOLD 05], Hyper Finger [IKUTA 03a], RMS [IKUTA 03b], MIAS Project [DARIO 00]	Système de l'Université de Tokyo [YAMASHITA 03]	Projet AGEND [GAGARINA-SASIA 05], 2 ^{ème} prototype de l'ELASTOR [HIROSE LAB, ELASTOR web], Système de l'Université de Louvain [REYNAERTS 99], ShapeLock [RAJU 05]
Mouvements possibles	Rotations, translations, déformations (moteurs piézoélectriques)	Tractions	Couplage entre rotations et translations	Translations, déformations
Avantages de ce type d'actionnement	Disponibles suivant différentes tailles et types. Facilement contrôlables. Puissants, rapides, fiables. Important couple à basse vitesse.	Très fins : gain de place dans les structures robotiques (délocalisation des actionneurs à l'extérieur des bras de robot). Flexibles. Grande force de traction.	Actionnement robuste, précis, et réversible.	Robuste, grande force d'actionnement. Simple ou double effet. Longues extensions. Délocalisation de la source de puissance à l'extérieur des bras de robot.
Inconvénients de ce type d'actionnement	Encombrant : les engrenages pour la transmission prennent de la place à l'intérieur des robots (pas d'espace interne continu). Problème d'intégration à l'intérieur du robot des fils ou câbles d'alimentation en énergie. Précision relative due aux jeux des engrenages. Moteurs piezoelectriques : haut voltage d'alimentation et faibles rotations.	Nécessitent d'avoir une force de retour (de type ressort de rappel). Nécessite des solutions ingénieuses pour intégrer les câbles lorsqu'ils sont très nombreux.	Encombrant. Interruption de l'espace libre à l'intérieur de la structure de robot. Parfois difficile à assembler. Solutions technologiques se complexifiant avec l'augmentation des degrés de mobilité.	Relativement lent. Contrôle en précision difficile. Dégagement de chaleur.

Tab. 1-2 : Caractéristiques, avantages et inconvénients des systèmes polyarticulés utilisés dans le domaine médical

Systèmes de coloscopie utilisant des concepts d'extension longitudinale actionnés par pneumatiques



Fig. 1-38 : Coloscope de CALTECH et illustration du module pneumatique

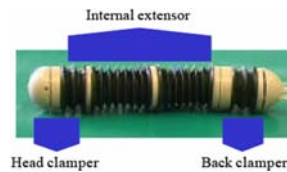


Fig. 1-39 : EMiL (1^{er} Prototype)



Fig. 1-40 : Coloscope de l'Université de Cleveland



Fig. 1-41 : EndoCrawler

Les principales caractéristiques de systèmes pneumatiques sont présentées dans le Tab. 1-3. Les principaux systèmes représentés dans cette catégorie sont : le système de CALTECH [SLATKIN 95] Fig. 1-38, les prototypes de l'EMiL [MENCIASSI 02] [KIM 06] Fig. 1-39 et Fig. 1-43, le système de l'Université de Cleveland [MANGAN 02] Fig. 1-40 et l'EndoCrawler [NG 00] Fig. 1-41. Ce sont tous des exemples de robot de coloscopie. Pour ces systèmes, différents modes de locomotions péristaltiques ont été développés qui considèrent deux aspects : l'adhérence, réalisée par une partie des modules des robots pour s'appuyer sur les parois du côlon, et l'extension (ou la propulsion vers l'avant), réalisée par les autres modules des robots pour progresser.

Actionnement	Pneumatique
Mouvements permis	Extension, rétraction, déformations
Avantages	Grande force d'actionnement et important déplacement Solutions déployables Délocalisation possible des actionneurs (pompes ou compresseurs)
Inconvénients	Difficile à contrôler Actionneurs (pompes) pouvant être encombrantes Besoin de tuyaux d'alimentation des chambres sous pression

Tab. 1-3 : Caractéristiques, avantages et inconvénients des actionnements pneumatiques

Robots continus

Les principales solutions technologiques, utilisées pour concevoir des systèmes continus pour des applications médicales, reposent sur des combinaisons d'articulations actionnées :

- soit par câbles et/ou ressorts (prototypes de l'Endo-Periscope [BREEDVELD 05], Système de l'Université de Hanyang [CHOI 07], HARP [DEGANI 06], ELASTOR [HIROSE LAB, ELASTOR web] Fig. 1-42)



Fig. 1-42 : ELASTOR

- soit par pneumatiques ou fluides sous pression (3^{ème} prototype de l'EMIL [KIM 06], EDORA [THOMANN 03a], COLOBOT [CHEN 05] et MACAO-MALICA [BAILLY 04] [MACAO web], respectivement Fig. 1-43, Fig. 1-44, Fig. 1-45 et Fig. 1-46).



Fig. 1-43 : EMiL (3^{ème} Prototype)



Fig. 1-44 : EDORA



Fig. 1-45 : COLOBOT

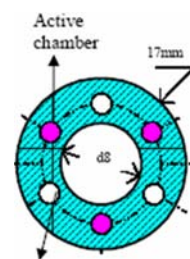


Fig. 1-46 : MALICA

D'autres systèmes continus, conçus pour des applications non médicales, voire industrielles ou militaires, peuvent être recensés : l'Elephant Trunk Manipulator [HANNAN 03], l'AMADEUS [LANE 99], les prototypes de l'OCTARM [MCMAHAN 06], l'Air-OCTOR [MCMAHAN 05], l'EMMA [SLAGOWSKI 00] ou le Tentacle system [BLESSING 04].

1.3.3. Evaluation des concepts des robots répertoriés en fonction de leur possible utilisation pour la tâche de déploiement

Devant la diversité de structure et de concept des différents robots existants, il était difficile de choisir des concepts ou parties de concepts intéressants pour notre système de déploiement. Aussi, une méthode d'évaluation a été mise en place.

Pour chaque critère (Tab. 1-1), des caractéristiques dimensionnelles représentatives ont été choisies pour l'évaluation, et des notations ont été attribuées aux systèmes évalués, donnant des points de 1 (mauvaise adaptation) à 5 (bonne adaptation), selon ce que promet ou permet chaque concept de système évalué par rapport au critère attendu.

Les concepts et systèmes les plus adaptés à la tâche de déploiement sont donc ceux qui ont les notes d'évaluation finale les plus élevées.

1.3.3.1. Critère 1 : déploiement longitudinal

Les systèmes retenus pour l'évaluation suivant le critère de déploiement longitudinal sont présentés dans le Tab. 1-4. Il est à noter que cette évaluation est tributaire de données de la littérature. En effet, tous les paramètres de déploiement ne sont pas forcément donnés dans les publications. Dans le Tab. 1-4, pour chaque système, un pourcentage de déploiement en longueur « %DL » a été calculé, comme étant le ratio entre la longueur maximale du module (module déployé) et la longueur initiale (module rétracté). Un système de notation a ensuite été mis en place et des points attribués :

- 5 points si [%DL>200%] ;
- 4 points si [150%>%DL>200%] ;
- 3 points si [100%>%DL>150%] ;
- 2 points si [50%>%DL>100%] ;
- 1 points si [0%>%DL>50%] ;
- ND (non défini) si aucune information n'a pu être trouvée sur le système.

Les systèmes poly-articulés ne sont pas adaptés pour une utilisation dans des situations nécessitant un déploiement en longueur car leurs structures sont composées principalement de liaisons pivots et de pièces rigides qui ne permettent pas d'élongation sans débattement angulaire.

Les alliages à mémoire de formes peuvent être utilisés pour réaliser des liaisons mais restent limités souvent par leur faibles débattements ou courses, comparés aux systèmes pneumatiques ou à câbles.

Les soufflets ou autres tubes extensibles profilés avec des cannelures en « accordéon » sont utilisés dans la conception d'endoscopes ou de systèmes de coloscopie pour former le corps extensible des modules en concept de « trompe d'éléphant ». Ces systèmes montrent les meilleurs résultats en terme d'élongation.

Des muscles artificiels pneumatiques de type « Mc Kibben » peuvent aussi remplacer les soufflets, mais ces actionneurs doivent augmenter leur diamètre pour se rétracter, ce qui est un avantage en coloscopie pour venir adhérer à la paroi du côlon, mais qui peut poser problème pour d'autres applications comme en neurochirurgie où il faut éviter les compressions trop importantes du cerveau.

Deux approches de conception, montrant des avantages significatifs et des performances intéressantes en terme de déploiement (extension du module supérieure à 200% de sa longueur initiale), peuvent être retenues parmi tous les concepts en « trompe d'éléphant » :

- la première est basée sur l'utilisation de ressorts (pour la force de déploiement) et de câbles (pour la rétraction), avec l'exemple de l'Endo-périscope (voir Fig. 1-47) ;

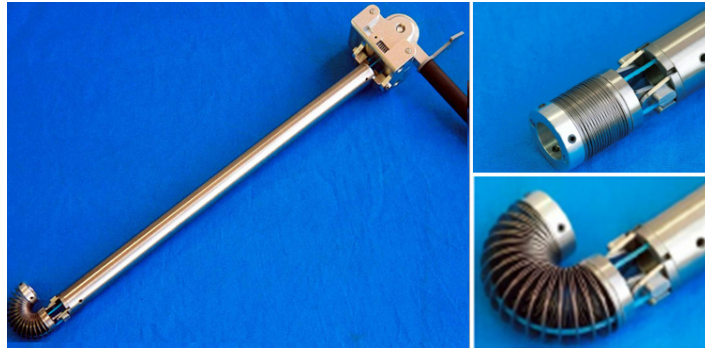


Fig. 1-47 : Endo-périscop [BREEDVELD 05]

- la deuxième utilise une chambre pneumatique centrale (pour la force de déploiement) et des câbles, avec l'exemple de l'Air-OCTOR de l'Université de Clemson (voir Fig. 1-48 et Fig. 1-49).

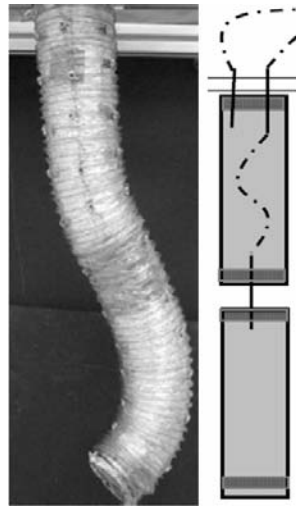


Fig. 1-48 : Air-OCTOR - système global à deux modules [MCMAHAN 05]

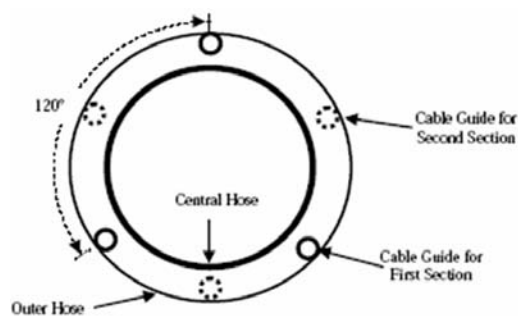


Fig. 1-49 : Air-OCTOR - implantation des câbles à 120° [MCMAHAN 05]

Concernant les systèmes de neurochirurgie, à ce jour, aucun système poly-articulé ou continu n'a été trouvé dans la littérature ou dans les études en cours. Les systèmes développés ont tous des articulations externes au crâne du patient. Ils sont donc loin de satisfaire les exigences de déploiement du critère 1.

Systèmes		Déploiement en longueur	%DL	Points
Systèmes médicaux basés sur un concept en « trompe d'éléphant »				
	Actionnement par 3 tubes pneumatiques			
	EMiL 3 ^{ème} Proto. (Tête déployable) [KIM 06]	de 21,5mm à 39,5mm ; extension : 18mm	83,7%	2
	EDORA [THOMANN 03b]	de 94mm à 111mm (Extension des soufflets : 20,4%) ; Extension 17mm	18%	1
	MACAO	Extension des soufflets : 60%	60%	2
	MALICA [BAILLY 04]	Extension des soufflets : 60%	60%	2
	COLOBOT [CHEN 05]	Longueur initiale 107mm ; Extension : ~ 25mm	23,3%	1
	Actionnement par ressorts et/ou câbles			
	Elastor 1 ^{er} Proto. [HIROSE LAB, ELASTOR web]	Relativement important (élongation des ressorts)		4
	Endo-Periscope 1 ^{er} Proto. [BREEDVELD 05]	de ~ 19mm à ~ 62,8mm ; Extension : ~ 43,8mm	~ 230%	5
	Endo-Periscope 3 ^{ème} Proto. [BREEDVELD 05]	Longueur étendue ~ 20,5mm	-	3
	Système de l'Université de Hanyang [CHOI 07]	de 94mm à 104mm ; Extension : 10mm	10%	1
	Système HARP [DEGANI 06]	-	-	3
	Systèmes utilisant des concepts pneumatiques d'extension longitudinale pour la coloscopie			
	Modules d'extension pneumatique			
	Système de CALTECH [SLATKIN 95]	-	-	ND
	EMiL 1 ^{er} Proto. [MENCIASSI 02]	Longueur initiale 115mm	16%	1
	EMiL 3 ^{ème} Proto. [KIM 06]	de 148mm à 255mm ; Extension : 107mm	72,3%	2
	EndoCrawler [NG 00]	Pas d'extension	-	ND
	Actionnement par muscles de McKibben			
	Système de l'Université de Cleveland [MANGAN 02]	Par muscles : de 111,1mm à 120,6 ; Extension : 9,5mm	8,5%	1
Systèmes médicaux poly-articulés				
	Alliages à Mémoire de Forme			
	Système de l'Université de Louvain [REYNAERTS 99]	de 85mm à 95mm ; Extension 10 mm	11%	1
Systèmes non médicaux basés sur des concepts en trompe d'éléphant				
	Actionnement par 3 tubes pneumatiques			
	AMADEUS		< 50%	1
	Actionnement par pneumatiques et câbles			
	Air-OCTOR [MCMAHAN 05]	Par section : de 13cm à 45cm ; Extension : 32cm;	246%	5
		Pour le système à 2 sections : de 31cm à 95cm ; Extension : 64cm	206%	
	EMMA	-	-	ND
	Actionnement par muscles de McKibben			
	OCTARM Prototype IV [MCMAHAN 06]	Extension en % pour différents nombres de sections : 1: 50% 2: 50% 3: 55% 4: 66%	55,25 %	2
	OCTARM Prototype V [MCMAHAN 06]	Extension en % pour différents nombres de sections : 1: 59% 2: 60% 3: 75%	64,6%	2
	"Tentacle system" de l'Université de Clemson [BLESSING 04]		-	ND

Tab. 1-4 : Evaluation de concepts de systèmes robotiques vis-à-vis du critère « Déploiement longitudinal »

1.3.3.2. Critère 2 : déploiement curviligne local

Les systèmes retenus pour l'évaluation suivant le critère de « déploiement curviligne local » (« DCL ») sont présentés dans le Tab. 1-5. Dans ce tableau, pour chaque système, deux notes ont été attribuées :

- la première (X-) évalue l'importance de la courbure : **5** points si [**DCL**≥**90°**], **3** points si [**90°**>**DCL**>**45°**], **1** point si [**DCL**<**45°**] ;
- la deuxième (-Y) évalue le rayon de courbure : **5** points si [**RC**≤**30mm**], **3** points si [**60mm**≥**RC**>**30mm**], **1** point si [**RC**>**60mm**].

La notation finale « Z » est une moyenne des deux sous-notations précédentes.

Les systèmes conçus à partir de concepts en trompe d'éléphant sont pratiquement les seuls à pouvoir réaliser un déploiement curviligne local, c'est-à-dire à déployer des parties de leur structure en suivant des courbes.

L'Endo-périscope [BREEDVELD 05] donne les meilleurs résultats : il peut à la fois se déployer suivant des rayons de courbures relativement faibles et s'orienter jusqu'à 180 degrés.

La tête articulée du troisième prototype du système EMiL [KIM 06] et le système MALICA [BAILLY 04], qui utilisent trois chambres pneumatiques sous pression (disposées à 120 degrés), sont aussi à considérer car ils peuvent se courber jusqu'à 90 degrés avec des rayons de courbure relativement faibles comparés aux dimensions de leur structure respective.

Enfin, l'Air-OCTOR [MCMAHAN 05] peut aussi se déployer et se courber suivant des rayons de courbure faibles compte tenu de ses dimensions. Par contre, pour une plausible utilisation en neurochirurgie, il faut envisager une réduction d'échelle de ce système relativement imposant.

Systèmes	Déploiement curviligne local "DCL" (angle d'inclinaison en degrés)	Rayon de courbure « RC »	Points (X-Y): Z
Systèmes médicaux basés sur un concept en « trompe d'éléphant »			
<div> <div>Actionnement par 3 tubes pneumatiques</div> <div> <div>EMiL 3^{ème} Proto. (Tête déployable) [KIM 06]</div> <div>EDORA [THOMANN 03b]</div> <div>MACAO [MACAO web]</div> <div>MALICA [BAILLY 04]</div> <div>COLOBOT [CHEN 05]</div> </div> <div>Actionnement par ressorts et/ou câbles</div> <div> <div>Elastor 1^{er} Proto. [HIROSE LAB, ELASTOR web]</div> <div>Endo-Periscope 1^{er} Proto. [BREEDVELD 05]</div> <div>Endo-Periscope 3^{ème} Proto. [BREEDVELD 05]</div> <div>Système de l'Université de Hanyang [CHOI 07]</div> <div>Système HARP [DEGANI 06]</div> </div> </div>			
	90°	25-30 mm	(5 – 5): 5
	20° à 22°	≥ 300 mm	(1 – 1): 1
	87°	14,9 mm	(3 – 5): 4
	180°	14,9 mm	(5 – 5): 5
	120°	≥ 50 mm	(5 – 3): 4
	360° ou plus	≥ 60 mm	(5 – 1): 3
	180°	2,5 mm	(5 – 5): 5
	110°	8 mm	(5 – 5): 5
	~50°	~120mm	(3 – 1): 2
	+/- 15° par segment, et jusqu'à 360° pour le système global	-	(5 – 3): 4
Systèmes médicaux poly-articulés			
<div> <div>Alliages à Mémoire de Forme</div> <div>Système de l'Université de Louvain [REYNAERTS 99]</div> </div>			
	45°	-	(2 – 2) 2
Systèmes non médicaux basés sur des concepts en trompe d'éléphant			
<div> <div>Actionnement par 3 tubes pneumatiques</div> <div>AMADEUS [LANE 99]</div> <div>Actionnement par pneumatiques et câbles</div> <div> <div>Air-OCTOR [MCMAHAN 05]</div> <div>EMMA [SLAGOWSKI 00]</div> </div> <div>Actionnement par muscles de McKibben</div> <div> <div>OCTARM Prototype IV [MCMAHAN 06]</div> <div>OCTARM Prototype V [MCMAHAN 06]</div> </div> <div>"Tentacle system" de l'Université de Clemson [BLESSING 04]</div> </div>			
	20°	≥ 360 mm	(1 – 1): 1
	360° ou plus	43,4 mm	(5 – 3): 4
	270° ou plus	-	(5 – X): 3,5
	380°	236,6 mm	(5 – 1): 2,5
	360°	218,2 mm	(5 – 1): 2,5
	270° ou plus	-	(5 – X): 3,5

Tab. 1-5 : Evaluation de concepts de systèmes robotiques vis-à-vis du critère « Déploiement curviligne local »

1.3.3.3. Critère 3 : invasivité et encombrement

Les systèmes retenus pour l'évaluation suivant le critère d'invasivité et d'encombrement sont présentés dans le Tab. 1-6. Dans ce tableau, pour chaque système, une note est attribuée : **0** point si [$\emptyset_{ext} > 26mm$], **1** point si [$26mm \geq \emptyset_{ext} \geq 21mm$], **2** points si [$21mm > \emptyset_{ext} \geq 15mm$], **3** points si [$15mm > \emptyset_{ext} \geq 10mm$], **4** points si [$10mm > \emptyset_{ext} \geq 5mm$], **5** points si [$5mm > \emptyset_{ext}$].

Parmi tous les systèmes étudiés, beaucoup ont des dimensions relativement réduites, mais certains sont plus remarquables que d'autres. La conception du système MALICA [BAILLY 04], montre que les concepts en « trompe d'éléphant » pneumatiques peuvent permettre des réductions d'échelle très importantes (en utilisant des tubes ou des soufflets métalliques de faible diamètre), et cela grâce à la symétrie des structures et leur forme cylindrique. Le seul problème avec ces solutions est de pouvoir technologiquement fabriquer des tubes ou des soufflets aux dimensions restreintes requises.

Les prototypes des systèmes [BREEDVELD 05], [SEIBOLD 05], [IKUTA 03a], [IKUTA 03b], [NAWRAT 03], [CHOI 07], [DEGANI 06], [D ATTANASIO 00] et [HIROSE LAB, ELASTOR web], avec des concepts en trompe d'éléphant à câbles et ressorts, peuvent aussi avoir des dimensions faibles, grâce au faible encombrement des câbles (ayant de petits diamètres) et au fait qu'ils peuvent être disposés en périphérie des structures.

L'amélioration des technologies de motorisation offre maintenant des solutions de plus faible dimension qu'auparavant. C'est le cas des petits moteurs brushless qu'utilise le système DRIMIS [SALLE 04a]. Les alliages à mémoires de formes des systèmes [REYNAERTS 99], [RAJU 05], [BIDAUD 02] et [HIROSE LAB, ELASTOR web] montrent aussi certaines possibilités mais ils restent relativement lents dans leurs mouvements.

Les systèmes robotiques continus utilisés pour des applications non médicales ont des dimensions trop grandes, ce qui risque de rendre l'adaptation difficile, mais les concepts employés restent tout de même intéressants car une réduction d'échelle est souvent possible.

En neurochirurgie, seul le NeuRobot, équipé de mini bras de 12 mm de diamètre et le NeuroArm, encore en développement sont à retenir comme réalisant des manipulations invasives avec des pinces.

Systèmes		Diamètre extérieur des systèmes "Øext"	Points
Systèmes médicaux basés sur un concept en « trompe d'éléphant »			
	Actionnement par 3 tubes pneumatiques		
	EMiL 3 ^{ème} Proto. (Tête déployable) [KIM 06]	24 mm	1
	EDORA [THOMANN 03b]	26 mm	1
	MACAO [MACAO web]	4,9 mm	5
	MALICA [BAILLY 04]	4,9 mm	5
	COLOBOT [CHEN 05]	17 mm	2
	Actionnement par ressorts et/ou câbles		
	Elastor 1 ^{er} Proto. [HIROSE LAB, ELASTOR web]	-	1
	Endo-Periscope 1 ^{er} Proto. [BREEDVELD 05]	15 mm	2
	Endo-Periscope 3 ^{ème} Proto. [BREEDVELD 05]	5 mm	4
	Système de l'Université de Hanyang [CHOI 07]	8 mm	4
	Système HARP [DEGANI 06]	12 mm	3
Systèmes utilisant des concepts pneumatiques d'extension longitudinale pour la coloscopie			
	Modules d'extension pneumatique		
	Système de CALTECH [SLATKIN 95]	14 mm	3
	EMiL 1 ^{er} Proto. [MENCIASSI 03]	24 mm	1
	EMiL 3 ^{ème} Proto. [KIM 06]	24 mm	1
	EndoCrawler [NG 00]	28 mm	0
	Actionnement par muscles de McKibben		
	Système de l'Université de Cleveland [MANGAN 02]	9,5 mm (muscle au repos)	3
	Systèmes médicaux poly-articulés		
	Actionnement par moteurs		
	Hyper-Endoscope [IKUTA 94] [IKUTA 99]	10 mm	3
	DRIMIS [SALLE 04b]	< 10 mm	4
	RAMS [DAS 97]	25 mm	1
	Actionnement par câbles		
	DLR [SEIBOLD 05]	10 mm	3
	Hyper Finger [IKUTA 03a]	10 mm	3
	RMS [IKUTA 03b]	6 mm	4
	Robin [NAWRAT 03]	10 mm	3
	Projet MIAS [D ATTANASIO 00]	4,5 mm	5
	Actionnement par bielles		
	Système de l'Université de Tokyo [YAMASHITA 03]	9 mm	4
	Alliages à Mémoire de Forme		
	Elastor 2 ^{ème} Proto. [HIROSE LAB, ELASTOR web]	13 mm	3
	AGEND [DE SARS 05]	10 mm	3
	Système de l'Université de Louvain [REYNAERTS 99]	15 mm	3
	ShapeLock [RAJU 05]	20,5 mm	2
Systèmes non médicaux basés sur des concepts en trompe d'éléphant			
	Actionnement par 3 tubes pneumatiques		
	AMADEUS [LANE 99]	30 (PCD) + 14,3 (Øtubes) = 44,3 mm	0
	Actionnement par câbles et ressorts		
	"Elephant Trunk Manipulator" de l'Université de Clemson	Diamètre > 26mm	0
	Actionnement par pneumatiques et câbles		
	Air-OCTOR [MCMAHAN 05]	90 mm	0
	EMMA	Diamètre > 26mm	0
	Actionnement par muscles de McKibben		
	OCTARM Prototype IV [MCMAHAN 06]	Section la plus large : 45 mm	0
	OCTARM Prototype V [MCMAHAN 06]	Section la plus large : > 45 mm	0
	"Tentacle system" de l'Université de Clemson [BLESSING 04]	-	ND

Tab. 1-6 : Evaluation de concepts de systèmes robotiques vis-à-vis du critère « Invasivité et encombrement »

1.3.3.4. Critère 4 : mobilité

Les systèmes retenus pour l'évaluation suivant le critère de mobilité et de degrés de liberté sont présentés dans le Tab. 1-7. Dans ce tableau, la notation « ddls » signifie « degrés de liberté ». Pour chaque système, des notes sont attribuées pour évaluer le nombre de ddls actionnés et de ddls au total : **1** point si [ddls<3], **2** points si [ddls=3], **3** points si [3>ddls>6], **4** points si [ddls=6], **5** points si [ddls>6]. La note finale est une moyenne entre les deux sous notations.

Pour la tâche de déploiement, au moins 6 degrés de liberté sont nécessaires dans l'espace de travail (définition de la tâche de déploiement au début de ce chapitre). Un module basé sur un concept en trompe d'éléphant a 3 degrés de liberté. Il faut donc un système multi-modulaire d'au moins 2 modules de ce type pour avoir suffisamment de degrés de liberté. Les systèmes utilisés en coloscopie [SLATKIN 95], [KIM 06], [NG 00], [MANGAN 02] et [MENCIASSI 03] sont intéressants car ils sont très flexibles et ont de

Chapitre 1 – Définition de l'application neurochirurgicale et choix du concept pour le robot de déploiement

nombreuses articulations. Les robots poly-articulés peuvent avoir autant de degrés de liberté que la tâche de déploiement en nécessite, mais des problèmes d'intégration et de conception augmentent avec le nombre de degrés de liberté (qui est fortement relié au nombre d'actionneurs).

Systèmes		“ddls” contrôlés	“ddls” total	Points	
Systèmes médicaux basés sur un concept en « trompe d’éléphant »					
	Actionnement par 3 tubes pneumatiques				
		EMiL 3 ^{ème} Proto. (Tête déployable) [KIM 06]	3 ddls	3 ddls	2
		EDORA [THOMANN 03b]	2*3ddls = 6 ddls	6 ddls	4
		MACAO [MACAO web]	2*3ddls = 6 ddls	6 ddls	4
		MALICA [BAILLY 04]	2*3ddls = 6 ddls	6 ddls	4
		COLOBOT [CHEN 05]	3 ddls	3 ddls	2
	Actionnement par ressorts et/ou câbles				
		Elastor 1 ^{er} Proto. [HIROSE LAB, ELASTOR web]	>6 ddls	>6 ddls	5
		Endo-Periscope 1 ^{er} Proto. [BREEDVELD 05]	2 ddls	2 ddls	1
		Endo-Periscope 3 ^{ème} Proto. [BREEDVELD 05]	2*2ddls = 4 ddls	4 ddls	3
		Système de l’Université de Hanyang [CHOI 07]	3 ddls	3 ddls	3
		Système HARP [DEGANI 06]	3 ddls	>6 ddls	5
Systèmes utilisant des concepts pneumatiques d’extension longitudinale pour la coloscopie					
	Modules d’extension pneumatique				
		Système de CALTECH [SLATKIN 95]	3 extensions : 3 ddls	3*3ddls = 9 ddls	3,5
		EMiL 1 ^{er} Proto. [MENCIASSI 03]	1 extension : 1 ddls	6 ddls	3
		EMiL 3 ^{ème} Proto. [KIM 06]	1 extension : 1 ddls	3 ddls	2
		EndoCrawler [NG 00]	4 extensions : 4 ddls	4*3ddls = 12 ddls	4
		Actionnement par muscles de McKibben			
	Système de l’Université de Cleveland [MANGAN 02]	3 extensions : 3 ddls	3*3ddls = 9 ddls	3,5	
Systèmes médicaux poly-articulés					
	Actionnement par moteurs				
		Hyper-Endoscope [IKUTA 94] [IKUTA 99]	5 ddls		3
		DRIMIS [SALLE 04a]	9 ddls		5
		RAMS [DAS 97]	6 ddls		4
	Actionnement par câbles				
		DLR [SEIBOLD 05]	2 ddls		1
		Hyper Finger [IKUTA 03a]	9 ddls		5
		RMS [IKUTA 03b]	6 ddls		4
		Robin [NAWRAT 03]	3 ddls		2
		Projet MIAS [DARIO 00]	n ddls planaire		5
		Actionnement par bielles			
		Système de l’Université de Tokyo [YAMASHITA 03]	2 ddls		1
	Alliages à Mémoire de Forme				
		Elastor 2 ^{ème} Proto. [HIROSE LAB, ELASTOR web]	≥ 6ddls		5
		AGEND [DE SARS 05]	6 à 7 ddls		5
		Système de l’Université de Louvain [REYNAERTS 99]	Plus de 6 ddls		5
		ShapeLock [RAJU 05]	Plus de 6 ddls		5
Systèmes non médicaux basés sur des concepts en trompe d’éléphant					
	Actionnement par 3 tubes pneumatiques				
		AMADEUS [LANE 99]	3 ddls / doigts	3 ddls / doigts	2
	Actionnement par câbles et ressorts				
		"Elephant Trunk Manipulator" de l’Université de Clemson [HANNAN 03]	8 ddls	32 ddls	5
	Actionnement par pneumatiques et câbles				
		Air-OCTOR [MCMAHAN 05]	4*(3 ddls /section) = 12 ddls	4*(3 ddls /section) = 12 ddls	5
		EMMA [SLAGOWSKI 00]	3*3ddls : 9 ddls	3*3ddls : 9 ddls	5
	Actionnement par muscles de McKibben				
		OCTARM Prototype IV [MCMAHAN 06]	4*3ddls : 12 ddls	4*3ddls : 12 ddls	5
		OCTARM Prototype V [MCMAHAN 06]	3*3ddls : 9 ddls	3*3ddls : 9 ddls	5
		"Tentacle system" de l’Université de Clemson [BLESSING 04]	2*3ddls : 6 ddls	6 ddls	4
Robots de Neurochirurgie					
	Robotique d’intervention				
		PUMA [KWOH 88]	6 ddls (externes)		4
		NeuroMate [LI 02]	5 ddls		3
		PathFinder [PROSURGICS, PathFinder web] [FINLAY 03]	6 ddls (externes)		4
		NeuroMaster [LIU 04]	5 ddls (externes)		3
		NeuroRobot [HONGO 01]	6 ddls (robot) + 3 ddls (manipulateur) = 9 ddls		5
		NeuroArm [SUTHERLAND 03a]	7 ddls + 1 ddl (instrument)		5
		MARS CranioAssist [SHOHAM 03]	6 ddls (externes)		4

Tab. 1-7 : Evaluation de concepts de systèmes robotiques vis-à-vis du critère « Mobilité »

1.3.3.5. Critère 5 : espace libre à l'intérieur de la structure

Le Tab. 1-8 liste les systèmes offrant la possibilité d'avoir ou de libérer de l'espace libre interne, d'un bout à l'autre de leur structure.

Systèmes		Voies de circulation existantes Espace possible de libérer à l'intérieur du système	Øint	Points
Systèmes médicaux basés sur un concept en « trompe d'éléphant »				
	Actionnement par 3 tubes pneumatiques			
	EMiL 3 ^{ème} Proto. (Tête déployable) [KIM 06]	Voie de circulation existante	7 mm	3,5
	EDORA [THOMANN 03b]	Ø4mm entre les 3 tubes et espace libre autour des tubes		3
	MACAO [MACAO web]	Voie de circulation existante	2 mm	3
	MALICA [BAILLY 04]	Voie de circulation existante	2 mm	3
	COLOBOT [CHEN 05]	Voie de circulation existante	8 mm	4
	Actionnement par ressorts et/ou câbles			
	Elastor 1 ^{er} Proto. [HIROSE LAB, ELASTOR web]	Espace interne des ressorts	-	4
	Endo-Periscope 1 ^{er} Proto. [BREEDVELD 05]	~ 8 mm	-	4,5
	Endo-Periscope 3 ^{ème} Proto. [BREEDVELD 05]		2 mm	3
	Système de l'Université de Hanyang [CHOI 07]	Voie de circulation existante (passage des câbles d'alimentation électrique)	-	3
	Système HARP [DEGANI 06]	Difficilement intégrable	-	1
Systèmes utilisant des concepts pneumatiques d'extension longitudinale pour la coloscopie				
	Modules d'extension pneumatique			
	Système de CALTECH [SLATKIN 95]	Pas d'espace continu	-	0
	EMiL 1 ^{er} Proto. [MENCIASSI 02] [MENCIASSI 03]	Faible	-	1
	EMiL 3 ^{ème} Proto. [KIM 06]	Voie de circulation existante	3 mm	2
	EndoCrawler [NG 00]	-	-	1
	Actionnement par muscles de McKibben			
	Système de l'Université de Cleveland [MANGAN 02]	Espace de Ø4,4 mm à l'intérieur des muscles	-	3
Systèmes médicaux poly-articulés				
	Actionnement par moteurs			
	Hyper-Endoscope [IKUTA 94] [IKUTA 99]	Actionneurs interrompant la continuité	-	0
	DRIMIS [SALLE 04a]	Moteurs et engrenages interrompant la continuité	-	0
	RAMS [DAS 97]	Actionneurs interrompant la continuité	-	0
	Actionnement par câbles			
	DLR [SEIBOLD 05]	Faible	-	1
	Hyper Finger [IKUTA 03a]	Faible	-	1
	RMS [IKUTA 03b]	Faible	-	1
	Robin [NAWRAT 03]	Faible	-	1
	Projet MIAS [DARIO 00]	1 ou 2 mm		2
	Actionnement par bielles			
	Système de l'Université de Tokyo [YAMASHITA 03]	Espace central libre		2
	Alliages à Mémoire de Forme			
	Elastor 2 ^{ème} Proto.	Faible		1
	AGEND [GAGARINA-SASIA 05]	Voie de circulation existante	5,4 mm	3,5
	Système de l'Université de Louvain [REYNAERTS 99]	Espace central libre		3,5
	ShapeLock [RAJU 05]	Voie de circulation existante	14 mm	4
Systèmes non médicaux basés sur des concepts en trompe d'éléphant				
	Actionnement par 3 tubes pneumatiques			
	AMADEUS [LANE 99]	Espace libre entre les tubes	-	3
	Actionnement par câbles et ressorts			
	"Elephant Trunk Manipulator" de l'Université de Clemson [HANNAN 03]	Espace possible entre les ressorts	-	2
	Actionnement par pneumatiques et câbles			
	Air-OCTOR [MCMAHAN 05]	Espace possible dans les sections : Øint < 9mm	-	4
	EMMA	-	-	2
	Actionnement par muscles de McKibben			
	OCTARM Prototype IV [MCMAHAN 06]	Espace possible entre les muscles	-	3
	OCTARM Prototype V [MCMAHAN 06]	Espace possible entre les muscles	-	3
	"Tentacle system" de l'Université de Clemson [BLESSING 04]	Espace possible dans le système	-	4

Tab. 1-8 : Evaluation de concepts de systèmes robotiques vis-à-vis du critère « Espace libre à l'intérieur de la structure »

Pour les systèmes poly-articulés, les liaisons et articulations peuvent être problématiques : il est difficile d'avoir un espace interne continu (exemple des moteurs et engrenages qui peuvent encombrer l'intérieur d'un robot).

Les alliages à mémoires de formes (avec des scores de 3, 4 et 5) offrent certaines possibilités.

Les concepts en trompe d'éléphant, qu'ils appartiennent ou non au monde médical, ont des géométries cylindriques et peuvent permettre d'avoir un espace interne continu (en passant au centre des systèmes, entre les câbles ou à l'intérieur des chambres pneumatiques ou des ressorts). Ce sont les systèmes qui devraient présenter la meilleure adaptabilité vis-à-vis du critère d'espace libre à l'intérieur de la structure.

1.3.3.6. Résultat global de l'évaluation

L'évaluation globale des systèmes, regroupant les notes finales des cinq critères, est présentée dans le Tab. 1-9.

Types de systèmes	Actionnement	Systèmes	Critères d'évaluation					Notes Finales
			1 ^{er}	2 ^{ème}	3 ^{ème}	4 ^{ème}	5 ^{ème}	
Systèmes chirurgicaux Poly-articulés	Moteurs	Hyper-Endoscope	0	0	3	3	0	6
		DRIMIS	0	0	4	5	0	9
		RAMS	0	0	1	4	0	5
	Câbles	DLR	0	0	3	1	1	5
		Hyper Finger	0	0	3	5	1	9
		RMS	0	0	4	4	1	9
		Robin	0	0	3	2	1	6
		MIAS Project	0	0	5	5	2	12
	Bielles	Système de l'Université de Tokyo	0	0	4	1	2	7
	Alliages à mémoires de formes	Elastor 2 ^{ème} Proto.	0	0	3	5	1	9
		AGEND	0	0	3	5	3,5	11,5
		Système de l'Université de Louvain	1	2	3	5	3,5	16
		ShapeLock	0	0	2	5	4	11
Systèmes utilisant des concepts pneumatiques d'extension longitudinale pour la coloscopie	Modules d'extension pneumatique	Système de CALTECH	-	0	3	3,5	0	> 6,5
		EMiL 1 ^{er} Proto.	1	0	1	3	1	6,5
		EMiL 3 ^{ème} Proto. (structure)	2	0	1	2	2	8
		EndoCrawler	-	0	0	4	1	> 5
	Muscles de McKibben	Système de l'Université de Cleveland	1	0	3	3,5	3	11
Systèmes chirurgicaux basés sur des concepts en trompe d'éléphant	Actionnement par 3 tubes pneumatiques	EMiL 3 ^{ème} Proto. (Tête extensible)	2	5	1	2	3,5	17
		EDORA	1	1	1	4	3	11
		MACAO	2	4	5	4	3	21
		MALICA	2	5	5	4	3	22,5
		COLOBOT	1	4	2	2	4	13,5
	Ressorts et/ou câbles	Elastor 1 ^{er} Proto.	4	3	1	5	4	20,5
		Endo-Periscope 1 ^{er} Proto.	5	5	2	1	4,5	22,5
		Endo-Periscope 3 ^{ème} Proto.	3	5	4	3	3	22
		Endoscope de l'Université de Hanyang	1	2	4	3	3	14,5
		Système HARP	3	4	3	5	1	19,5
Systèmes non médicaux basés sur des concepts en trompe d'éléphant	Actionnement par 3 tubes pneumatiques	AMADEUS	1	1	0	2	3	8
	Câbles et ressorts	"Elephant Trunk Manipulator" de l'Université de Clemson	0	0	0	5	2	7
	Pneumatiques et câbles	Air-OCTOR	5	4	0	5	4	22,5
		EMMA	-	3,5	0	5	2	> 10,5
	Muscles de McKibben	OCTARM Prototype IV	2	2,5	0	5	3	14,75
		OCTARM Prototype V	2	2,5	0	5	3	14,75
	"Tentacle system" de l'Université de Clemson		-	3,5	-	4	4	> 13,25

Tab. 1-9 : Evaluation finale des systèmes robotiques vis-à-vis des 5 critères principaux choisis pour la tâche de déploiement

Dans ce tableau, ne sont répertoriés que les systèmes les plus intéressants, compte tenu des observations faites précédemment critère par critère. Les concepts utilisés pour la conception des systèmes de neurochirurgie, les robots porteurs d'outils de chirurgie orthopédique ou encore les systèmes manipulateurs de chirurgie laparoscopique, n'ont pas été retenus car ils ne sont pas suffisamment adaptables à la tâche de déploiement. En final, restent présents dans l'évaluation globale : les robots poly-articulés et les robots continus principalement basés sur des concepts en trompe d'éléphant.

Pour tenir compte de l'importance prépondérante des deux premiers critères 1 et 2 (« déploiement longitudinal » et « déploiement curviligne local ») par rapport aux trois autres, une multiplication des notes de ces deux critères par un coefficient de 1,5 a été employée pour le calcul de la note finale :

$$\text{Note_Finale} = \sum([\text{Notes Critère N°1 et N°2}] \times 1.5 + [\text{Notes Critère N°3, N°4 et N°5}] \times 1) \quad (1-1)$$

Les concepts et systèmes les plus adaptés à la tâche de déploiement sont donc ceux qui ont les notes d'évaluation finale les plus élevées.

1.4. Conclusion sur le choix conceptuel du robot de déploiement

L'application de neurochirurgie décrite dans ce chapitre représente un challenge important de conception de robots innovants capables de se mouvoir à l'intérieur du crâne d'un patient, sans espace libre autour de la structure et sans guide naturel pour aider la progression du système. Un certain nombre d'autres aspects devront aussi être pris en considération, concernant la conception et la modélisation d'un robot capable de se déployer le long de trajectoires prédéfinies, avec des capacités d'extension curviligne locale pour accéder à des tumeurs.

Les choix de conception doivent privilégier un actionnement déporté pour le robot, pour éviter au maximum les contraintes causées par l'intégration des actionneurs dans la structure (encombrement des actionneurs et des connections pour l'alimentation en énergie).

L'évaluation a été menée sur un grand nombre de concepts de robots en les analysant suivant les cinq critères retenus (reflétant les besoins les plus importants de la tâche de déploiement) : « déploiement longitudinal », « déploiement curviligne local », « invasivité et encombrement », « mobilité » et « espace libre à l'intérieur de la structure ». Cette évaluation n'a pas pour objectif de noter l'efficacité et les performances des systèmes par rapport à leur propre application, mais plutôt d'estimer les possibilités d'adapter les concepts robotiques existants à l'application de déploiement en neurochirurgie.

L'évaluation des différents concepts robotiques suivant les critères cités ci-dessus, qui a abouti à la sélection d'un concept pour le robot de déploiement, a fait l'objet d'une publication dans le journal « Minimally Invasive Therapy and Allied Technologies » [ALRIC 09].

Points clefs du chapitre 1

Pour résumer les résultats de l'évaluation menée dans ce chapitre, nous pouvons retenir les trois points suivants :

1. Les systèmes existant en neurochirurgie sont principalement des systèmes de positionnement de robots pour l'insertion d'aiguilles ou d'instruments, contrôlés manuellement par les chirurgiens. Aucune étude ne s'est penchée sur la problématique de concevoir un système déployable pour accéder à des tumeurs suivant des trajectoires courbées.

2. Parmi tous les concepts de systèmes poly-articulés ou continus qui sont évalués, les concepts en « trompe d'éléphant » semblent être les solutions les plus adaptées à l'application de déploiement. Deux solutions sont à retenir : le concept composé de trois soufflets ou tubes pneumatiques extensibles (flexion créée par la différence de pression dans les 3 chambres) et le concept composé d'une chambre pneumatique centrale et de câbles périphériques permettant d'exercer des efforts de flexion. Les systèmes chirurgicaux qui utilisent des concepts en « trompe d'éléphant » avec un actionnement pneumatique par soufflets métalliques (tel que le système EDORA [THOMANN 03b]) montrent des résultats intéressants en flexion mais sont peu déployables (en raison de la rigidité des soufflets métalliques).

3. Trois types d'actionnement peuvent être utilisés pour les concepts en « trompe d'éléphant » : des dispositifs pneumatiques et/ou des câbles et/ou des ressorts. Les dispositifs pneumatiques et les ressorts peuvent fournir un effort d'extension en longueur des structures, et les câbles peuvent être utilisés pour transmettre des efforts de flexion, d'orientation ou de rétractation. L'avantage de solutions pneumatiques, par rapport aux ressorts, est de pouvoir ajuster l'effort d'extension en fonction de la pression interne des chambres, alors que l'effort d'un ressort est limité par la raideur qui caractérise le ressort. Un des concepts les plus intéressants pour la conception de robot déployable, couplant des actionnements pneumatiques et par câbles, est celui utilisé par le système Air-OCTOR [MCMAHAN 05]. Ce système comporte des contraintes de dimensionnement différentes (taille importante du système, non adaptée à la tâche de neurochirurgie), mais il constitue tout de même une base intéressante de conception. De plus, le pneumatique peut améliorer la rigidité du système, et les câbles, supposés inextensibles, peuvent augmenter la précision de la flexion et permettre une meilleure rétractation.

La conception d'un système innovant déployable pour l'application de neurochirurgie présente donc deux principaux points d'étude à mener :

- le dimensionnement et l'intégration d'une solution couplant des concepts en « trompe d'éléphant » basés sur des actionnements par ressorts, par pneumatiques et par câbles ;
- la modélisation d'un tel système, en accord avec les contraintes neurochirurgicales, en vue de la conception d'un démonstrateur.

Chapitre 2 - Définition et modélisation du robot modulaire déployable

L'objectif de ce chapitre est de définir précisément la solution retenue pour la conception de notre robot de déploiement, et de réaliser sa modélisation géométrique.

Une première partie décrit la solution modulaire qui a été choisie et en particulier les points clés relatifs à son actionnement.

Une seconde partie compare trois types de modélisation de robots continus qui ont orienté le choix final pour la modélisation de notre robot.

Une troisième partie décrit la modélisation choisie. Elle passe par la définition d'une cinématique associée aux mobilités du robot et le calcul des modèles géométriques direct et inverse des modules de notre robot de déploiement (faisant le lien entre les longueurs des câbles et la pose d'un module ou du robot). Une étude comparative de cette modélisation à celle du robot Air-OCTOR est menée en parallèle.

L'écriture du modèle géométrique de notre système va permettre de caractériser sa précision potentielle intrinsèque.

Le modèle géométrique inverse va servir, dans le chapitre 3, à présenter une solution permettant le contrôle du déploiement d'un module (en extension ou en rétractation), puis un actionnement du système complet.

2.1. Définition précise de la solution

2.1.1. Système modulaire

Comme expliqué précédemment, le choix de la structure du robot porte sur un concept dit en « trompe d'éléphant ». L'évaluation des concepts faite au chapitre 1 montre que l'Air-OCTOR apparaît comme l'un des systèmes (avec l'Endo-périscopes ou l'ELASTOR) ayant l'une des structures les plus intéressantes pour notre application.

L'Air-OCTOR [MCMAHAN 05], principalement conçu pour des applications de préhension, répond à des contraintes de dimensionnement et de conception éloignées de celles d'une application en neurochirurgie (pas d'étude de la capacité de déploiement en longueur de la structure). Cependant, au regard de l'évaluation menée dans le chapitre 1, l'Air-OCTOR constitue tout de même une base de départ intéressante pour le développement du robot de déploiement, car : le concept de sa structure présente une forte potentialité d'extension et de rétractation ; chaque module a trois degrés de liberté (deux en rotation-flexion et un en translation-élongation) qui permettent à chaque module de s'allonger tout en contrôlant l'orientation de son extrémité.

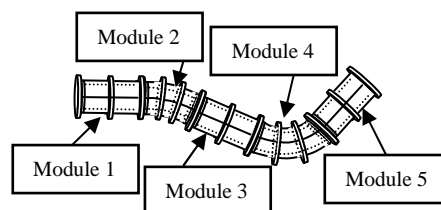


Fig. 2-1 : Structure modulaire du robot de déploiement

Pour toutes ces raisons, nous avons choisi une structure modulaire pour notre robot de déploiement, composée de différentes parties ou « modules » (voir Fig. 2-1). Pour respecter les caractéristiques de la tâche

de déploiement et permettre le suivi des trajectoires avec au maximum deux coudes de 45 degrés et trois segments, le système doit comporter cinq modules : un module pour chaque partie de courbe (nous verrons en effet par la suite qu'il faut un module supplémentaire à chaque changement de courbure de la trajectoire). Ce nombre de modules permet d'affecter suffisamment de degrés de liberté au robot pour réaliser la tâche, en considérant tous les modules identiques.

2.1.2. Description d'un module

2.1.2.1. Adaptabilité de la forme géométrique

Le choix d'une forme tubulaire présente un certain nombre d'avantages comme, par exemple, faciliter la pénétration dans la matière cérébrale ou encore permettre une adaptation dimensionnelle du système par une réduction radiale de l'ensemble des dimensions autour de l'axe central de la géométrie (dans les limites fixées par les procédés de fabrication). Enfin, la longueur de chaque module peut aussi être ajustée en fonction des besoins en déploiement ou rétractabilité.

2.1.2.2. Continuité de l'espace libre à l'intérieur de la structure

Comme expliqué dans la définition de la tâche de déploiement, le système doit comporter des voies de circulation pour de la matière, pour de l'énergie ou de l'information. Pour ces raisons, un actionnement délocalisé à l'extérieur de la structure du robot est privilégié pour libérer un maximum d'espace libre continu à l'intérieur du robot. De plus, un tel choix permet d'alléger le poids du robot.

2.1.2.3. Degrés de liberté

Les contraintes technologiques de chaque module font qu'ils présentent trois degrés de liberté : deux rotations en flexion et une translation en extension ou rétraction, comme décrit Fig. 2-2 :

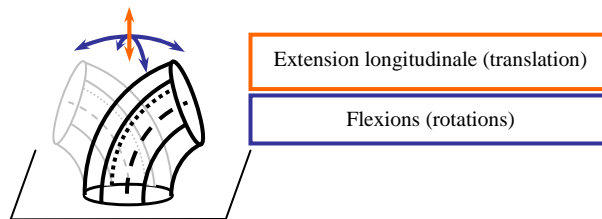


Fig. 2-2 : Degrés de liberté de chaque module

2.1.2.4. Actionnement

Plusieurs solutions d'actionnement délocalisé couplant pneumatique et câbles peuvent être envisagées, mais deux seulement sont réellement intéressantes (voir Fig. 2-3) et ont déjà été testées sur certains systèmes :

- solution n°1 : un tube sous pression entouré par des câbles guidés et permettant de faire courber la structure (exemple de système : l'Air-OCTOR [MCMAHAN 05]) ;
- solution n°2 : trois tubes adjacents sous pression joints par des anneaux (exemples de système : l'AMADEUS [LANE 99], l'EDORA [THOMANN 03b] ou le COLOBOT [CHEN 05]).

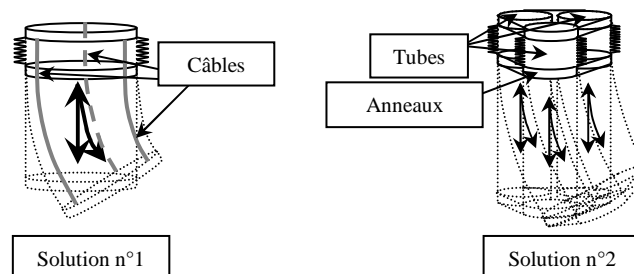


Fig. 2-3 : Concepts des solutions n°1 et n°2

Certains aspects supplémentaires doivent être pris en compte pour réaliser un choix entre les deux solutions présentées ci-dessus.

Déployabilité

Comme le montrent les descriptifs des différents systèmes (l'AMADEUS, l'EDORA ou le COLOBOT), la solution n°2, comparée à la solution n°1 (utilisée pour l'Air-OCTOR), offre moins de compressibilité et d'extensibilité, deux paramètres importants pour la conception de notre robot.

Précision

La solution n°2 semble être plus difficile à contrôler que la solution n°1 car elle demande la régulation de pression dans trois chambres qui peuvent avoir des comportements couplés. De plus, les câbles de la solution n°1 peuvent permettre d'augmenter la précision et d'améliorer le contrôle de l'extension de la chambre centrale sous pression.

Rigidité de la structure

L'effet du pneumatique, utilisé pour fournir une force de déploiement, peut aider à rigidifier la structure du système.

Contrôle de la force de déploiement

Les câbles fournissent une force de rétraction qui est utilisée pour s'opposer à la force de déploiement du pneumatique et ainsi améliorer la précision et le contrôle de cet effort.

Orientation

Pour faire courber un module suivant n'importe quel axe de l'espace (trois dimensions), c'est-à-dire avec deux degrés de liberté en rotation, il faut trois forces en trois points différents de la partie distale du module. Chacune de ces trois forces doit pouvoir être exercée dans les deux sens pour l'extension ou la rétraction du module.

Dans le cas de la solution n°1, ces trois forces sont obtenues par l'action couplée des trois câbles (dans une première direction, pour la rétraction) avec la pression du tube central (dans une deuxième direction, pour le déploiement) permettant d'obtenir trois forces.

Dans le cas de la solution n°2, les trois forces sont obtenues par l'action couplée des trois pressions et de la raideur des tubes.

Compatibilité des mouvements

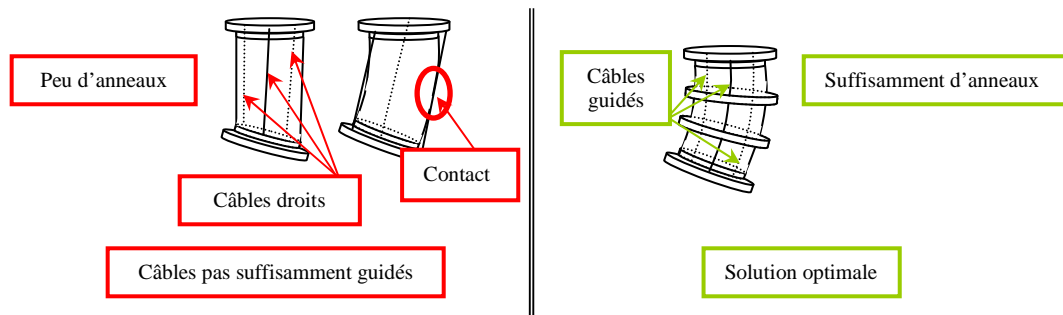


Fig. 2-4 : Importance du nombre d'anneaux de guidage des câbles pour la solution n°1

Des modules conçus selon la solution n°1 doivent avoir un nombre d'anneaux de guidage des câbles suffisamment important pour éviter que ces câbles n'entrent en contact avec la partie centrale, ce qui pourrait modifier le comportement du système en commençant par le modèle géométrique (calculant les longueurs des câbles en fonction de la pose du robot). Les câbles doivent être guidés pour épouser au mieux la forme de courbure du module sans toucher la partie centrale. Une illustration de ce problème, avec un nombre insuffisant d'anneaux, est donnée dans la Fig. 2-4. Un module doit donc avoir plusieurs anneaux de guidage pour éviter que les câbles ne touchent la partie centrale (solution optimale, Fig. 2-4).

Circulation de matière

La solution n°1 permet d'avoir plus d'espace libre interne que la solution n°2 : plus de possibilités pour positionner les extrémités des tubes de circulation, et plus d'espace autour de ces tubes de circulation pour fléchir sans venir toucher ou gêner la chambre pneumatique (voir Fig. 2-5).

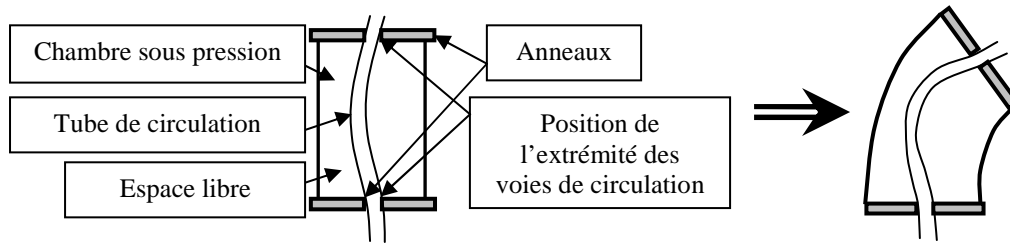


Fig. 2-5 : Voies de circulation internes au système

Alimentation en énergie de plusieurs modules successifs

Plus le nombre de modules du système est grand, plus la solution n°2 requiert un réseau complexe de tubes et de connections pour alimenter chacun des trois tubes de chaque module. De plus, chaque module proximal doit intégrer les connections d'alimentation des modules distaux (pour un système à trois modules, le premier module doit intégrer six tubes en plus de ses propres chambres sous pression). La solution n°2 devient donc rapidement difficilement réalisable si le nombre de modules du système dépasse deux ou trois.

2.1.3. Présentation de la solution retenue

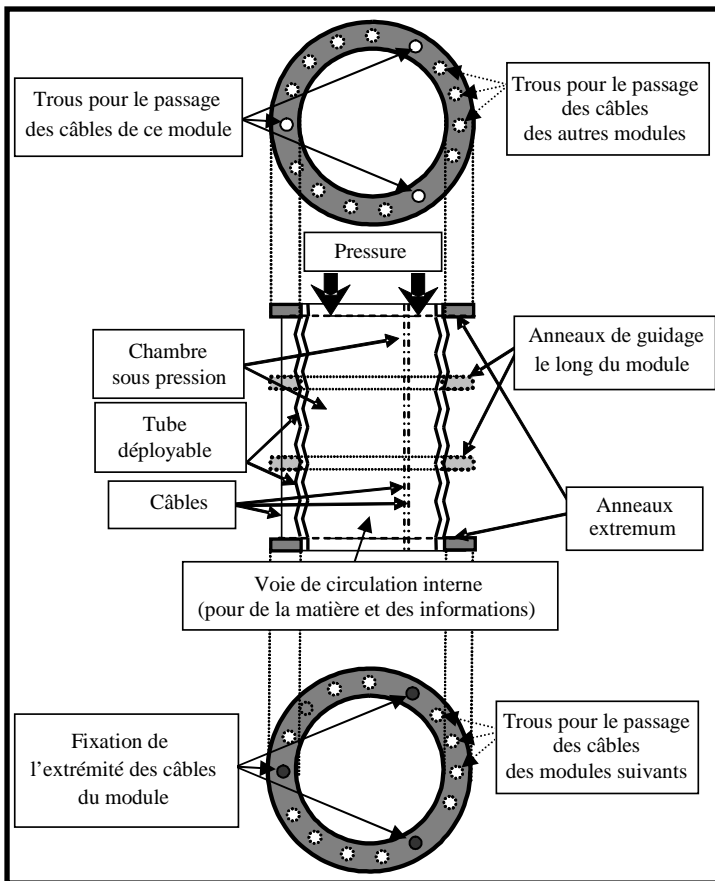


Fig. 2-6 : Conception finale d'un module

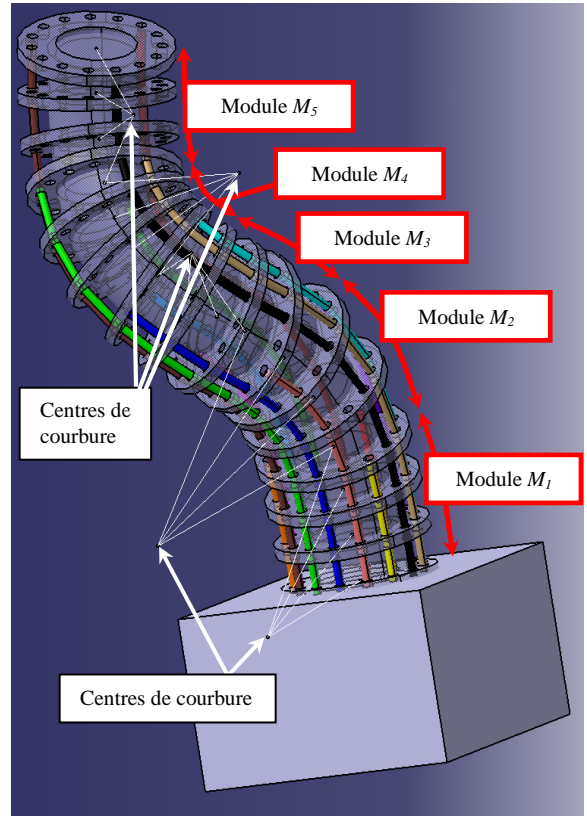


Fig. 2-7 : Image CAO du système à cinq modules

En considérant les huit points analysés dans les paragraphes précédents, la solution la plus adaptée est en faveur d'un actionnement par la solution n°1 (Fig. 2-6). Cet actionnement intègre donc trois possibilités d'action :

- une force de déploiement permet l'extension en longueur de la structure. Cet effort est fourni par la chambre centrale sous pression. Cette chambre peut être remplacée par un ressort pour une conception préliminaire permettant de valider la cinématique. Même si un actionnement pneumatique est plus difficilement contrôlable, cette solution reste la plus adaptée car l'effort de déploiement est ajustable en fonction de la pression interne, alors que l'effort d'un ressort dépend de son allongement et de sa raideur qui est constante ;

- une force de rétraction est réalisée par la traction des câbles ;
- un moment de flexion et d'orientation est réalisé par la différence des efforts de traction des câbles aux différents points d'application.

Une illustration de la conception du système global est donnée dans la Fig. 2-7. Comme cela a été expliqué précédemment, chaque module a son propre actionnement fait par trois câbles, qui sont disposés à 120 degrés les uns des autres.

Pour le cas d'un système à 5 modules, le nombre total de câbles est de 15. Dans l'exemple de conception présenté dans la Fig. 2-7, chaque module comporte quatre anneaux de guidage (un anneau étant commun entre deux modules adjacents). Cet exemple de système a donc 15 anneaux de guidage (le module distal a quatre anneaux ; les 4 autres modules ont 3 anneaux ; le bâti n'est pas considéré comme un anneau, le calcul s'écrit : $(1 \times 4) + (4 \times 3) - 1 = 15$).

En avant propos de la modélisation géométrique de notre robot, une présentation préliminaire de différents modèles de robots continus est introduite comme base de réflexion. L'écriture du modèle géométrique de notre système va permettre de caractériser sa précision potentielle intrinsèque.

2.2. Présentation de modélisations existantes pour des robots continus

Trois types de modélisation les plus adaptables à notre propre modélisation sont présentés dans cette partie.

2.2.1. Modélisation de l'Elephant Trunk Manipulator

La modélisation géométrique du système part d'une expression mathématique de la courbure, considérée comme un arc de rayon constant, avec une torsion nulle (voir Fig. 2-8). Des calculs en fonction du paramètre « s » (longueur de la fibre neutre du système) permettent d'obtenir :

- l'expression du vecteur \mathbf{t} tangent à la courbure du module ;
- l'expression du vecteur \mathbf{x} de translation entre les deux extrémités du module.

La modélisation géométrique présentée dans [HANNAN 03] repose sur un modèle de Denavit-Hartenberg, qui décompose chaque mouvement à 2 ddl des modules de la structure en 4 mouvements couplés :

- 1 rotation de paramètre θ_1 pour définir l'orientation du plan de courbure du module par rapport au plan de courbure du module précédent (pour le cas du premier module, le paramètre θ_1 représente l'orientation du plan de courbure de ce module par rapport au bâti) ;
- 2 rotations de paramètres θ_2 et θ_4 ($\theta_2 = \theta_4$) pour exprimer la courbure ;
- 1 translation de paramètre $d_3 = \|\mathbf{x}\|$ pour exprimer la distance entre deux extrémités d'un module.

Le modèle géométrique d'un module se fait par multiplication des 4 opérateurs des 4 mouvements couplés (θ_1 , θ_2 , d_3 et θ_4). Puis ce modèle exprime les paramètres de courbure : ϕ_i , l'angle de courbure et κ_i , la courbure (inverse du rayon de courbure R_i : $\kappa_i = 1/R_i$). Le modèle total (comprenant les 4 modules du système) est calculé en ajoutant en plus un opérateur pour la translation de la base du système (paramètre d_0).

Ensuite, le modèle cinématique direct est calculé en exprimant la matrice Jacobienne \mathbf{J} (le vecteur articulaire \mathbf{q} est composé des dérivées par rapport au temps de d_0 et des ϕ_i et κ_i). Le modèle cinématique inverse est aussi calculé (en utilisant la pseudo-inverse de la matrice Jacobienne).

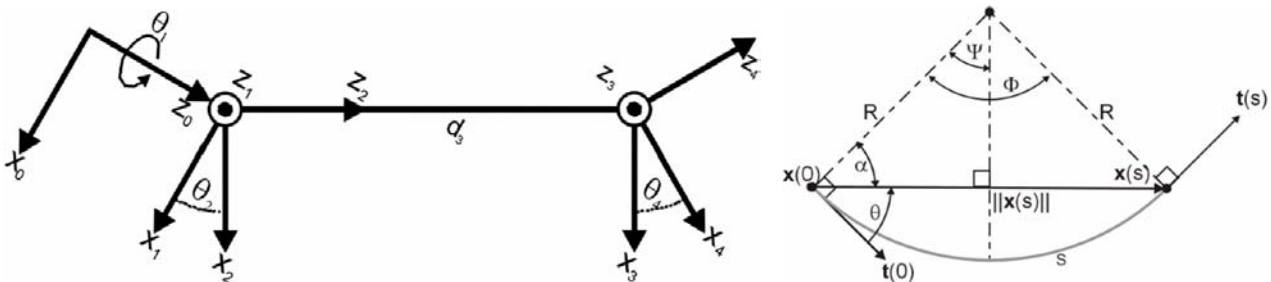


Fig. 2-8 : Schéma de la modélisation d'un module de l'« Elephant Trunk Manipulator »

2.2.2. Modélisation de l'OCTARM

Le modèle géométrique part d'un modèle de Denavit-Hartenberg (D-H) qui modélise, comme pour l'Elephant Trunk Manipulator, un robot sériel qui s'approche au plus près des mobilités d'un robot continu. Les pressions d'entrée sont calculées par une méthode empirique pour obtenir les longueurs voulues des actionneurs pneumatiques. La prise d'objet est réalisée par contournement et par auto-répulsion du système en contact avec l'objet (mesure des efforts de contact). Le système peut manipuler des objets de différentes tailles.

Le modèle cinématique développé prend en compte deux entrées :

- U_e , l'entrée de commande de la position de l'effecteur (suivi d'une trajectoire autour de l'objet à attraper) ;
- U_m , l'entrée de commande de la posture globale du système autour de l'objet (qui prend en compte la géométrie de l'objet et maintient le système à la limite du contact avec l'objet : répulsion par contact).

2.2.3. Modélisation de l'Air-OCTOR

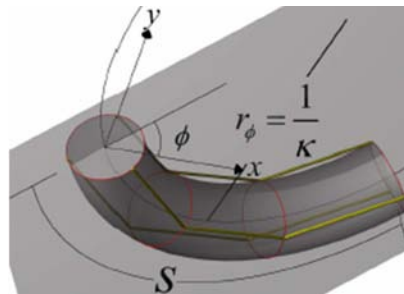


Fig. 2-9 : Air-OCTOR - Paramètres de courbure

Le modèle de l'Air-OCTOR prend en compte les trois paramètres de courbure (voir Fig. 2-9) : « s » (la longueur de la fibre neutre du module), « κ » (la courbure du module) et « ϕ » (l'orientation du plan de courbure du module). Le modèle géométrique de ce système repose aussi sur une substitution des sections continues par un modèle D-H modifié, qui a les mêmes mobilités et le même nombre de degrés de liberté que la structure continue [JONES 06]. Ce modèle s'inspire des travaux réalisés pour les modélisations de l'« Elephant Trunk Manipulator » ou de l'OCTARM mais il apporte en plus, certaines modifications et améliorations, comme l'ajout d'une liaison pivot supplémentaire en fin de chaîne cinématique : une 5^{ème} liaison cinématique pour prendre en compte la non-torsion des modules du système. Le modèle géométrique de l'Air OCTOR est donc différent de celui de l'« Elephant Trunk Manipulator » et de celui de l'OCTARM.

Ce modèle géométrique exprime la pose de l'effecteur en fonction des longueurs des câbles et se décompose en différentes transformations qui sont reprises plus en détails dans la section suivante. En effet, nous avons choisi de nous inspirer de la méthode utilisée pour l'Air-OCTOR pour la modélisation géométrique de notre système de déploiement (voir partie suivante).

2.3. Modélisation du robot de déploiement

Le modèle de l'Air-OCTOR est choisi comme référence car ce système comporte la structure la plus adaptable pour notre système et la méthode de modélisation, reposant sur l'association d'une chaîne cinématique sérielle au robot continu, paraît très intéressante.

Pour ces raisons, pour toutes les étapes de calcul du modèle géométrique de notre robot de déploiement, une étude comparative est menée avec le modèle de l'Air-OCTOR, afin de voir les points communs et surtout les modifications et améliorations apportées.

2.3.1. Paramétrage de la courbure d'un module

Pour paramétrer la courbure d'un module du système, il faut choisir trois paramètres indépendants parmi quatre possibles qui sont (voir Fig. 2-10) :

- « R »: le rayon de courbure du module ;
- « α »: l'angle d'inclinaison du module (angle entre les deux plans tangents aux surfaces des deux extrémités du module) ;

- « φ »: angle d'orientation du plan de courbure du module par rapport au plan (O_0, X_0, Z_0) du repère de référence ;
- « s »: longueur de la fibre centrale du module.

Une relation de liaison simple existe entre les paramètres s , R et α : $s = R \times \alpha$.

L'expression du paramètre s peut être intéressante pour obtenir ensuite l'expression de la vitesse de déploiement du module par une dérivation par rapport au temps s'écrivant $V_s = d(s)/dt$

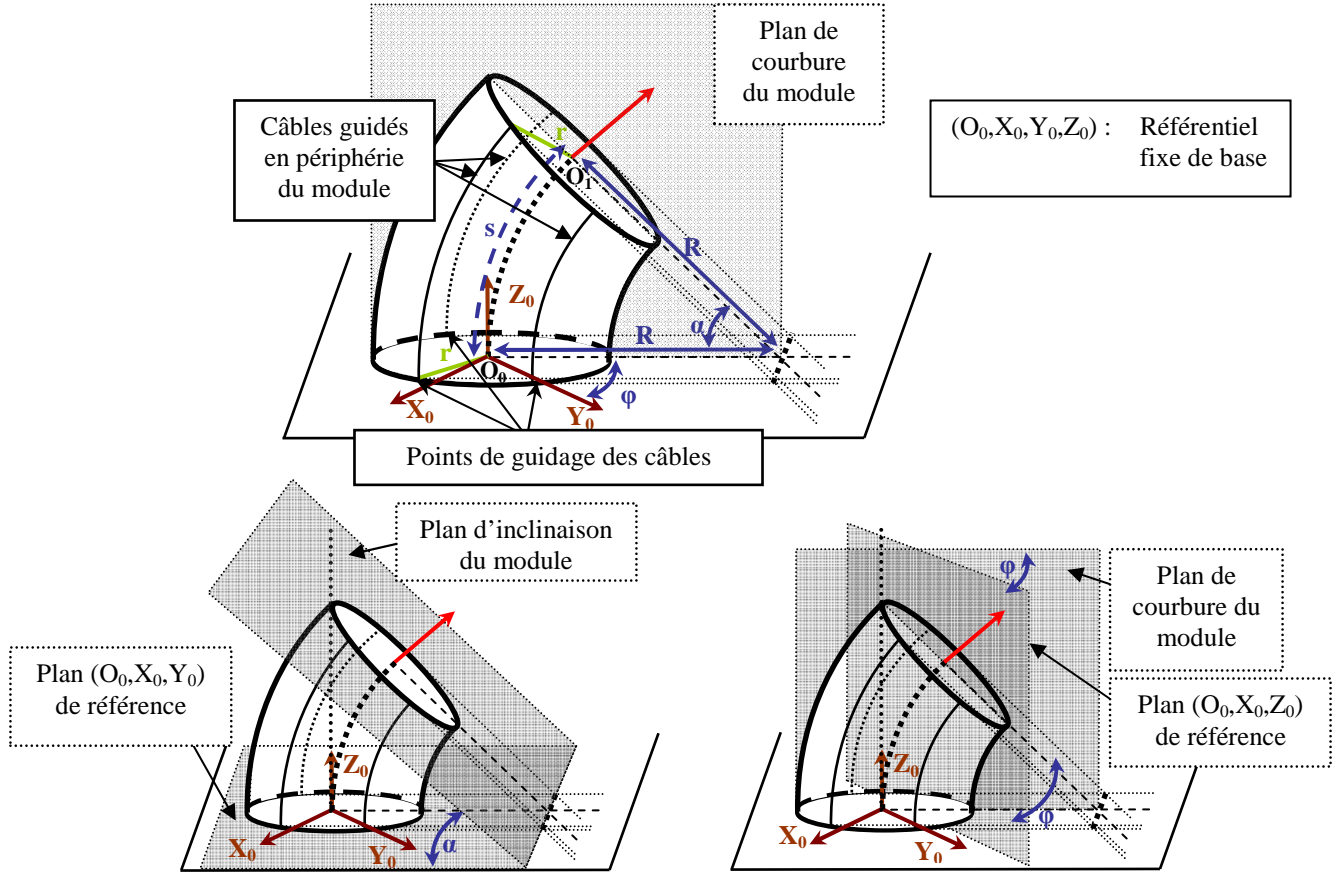


Fig. 2-10 : Paramétrage de la courbure d'un module

2.3.2. Chaîne cinématique associée aux mobilités d'un robot continu

Pour calculer le modèle géométrique du robot, une chaîne cinématique doit être associée à la structure d'un module, puis à celle du système entier. Cette chaîne cinématique utilise des liaisons cinématiques normalisées (comme des liaisons pivots, des glissières, etc.) afin d'obtenir les mêmes mobilités que le module.

2.3.2.1. Chaîne cinématique proposée pour Air-OCTOR et calcul de l'opérateur homogène $A_{Module, Air-OCTOR}(\theta_i, d_i)$ d'un module

La méthode de Denavit-Hartenberg est utilisée pour calculer l'opérateur homogène associé à un module. La modélisation de l'Air-OCTOR utilise une chaîne cinématique associant deux liaisons cardans (double pivot) connectées par l'intermédiaire d'une liaison glissière (voir Fig. 2-11 extraite de [JONES 06]).

Les paramètres des liaisons cinématiques sont : θ_1 et θ_2 pour les deux pivots de la première liaison cardan, d_3 pour la liaison glissière et θ_4 et θ_5 pour les deux pivots de la deuxième liaison cardan. Les paramètres des liaisons cardans sont couplés par les relations : $\theta_2 = \theta_4$ et $\theta_1 = \theta_5 + \pi$. Ceci permet au modèle de prendre en compte la non-torsion de la trompe grâce aux deux liaisons cardans, à la différence du modèle de l'Elephant Trunk Manipulator [HANNAN 03].

Afin de mieux comprendre les calculs réalisés pour le modèle géométrique de l'Air-OCTOR [JONES 06], nous avons repris la Fig. 2-11 dans une nouvelle figure (Fig. 2-12) en faisant apparaître le paramétrage de Denavit-Hartenberg, présenté dans le Tab. 2-1.

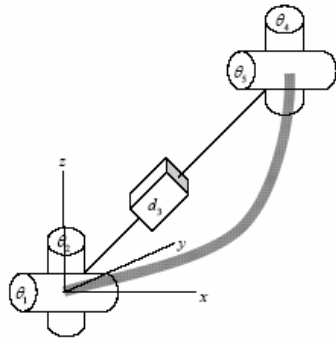


Fig. 2-11 : Air-OCTOR – Chaîne cinématique [JONES 06]

Link	a	α	d	θ
-	0	$\frac{\pi}{2}$	0	0
1	0	$\frac{\pi}{2}$	0	θ_1^*
2	0	$\frac{\pi}{2}$	0	$\theta_2^* + \frac{\pi}{2}$
3	0	$-\frac{\pi}{2}$	d_3^*	0
4	0	$-\frac{\pi}{2}$	0	$\theta_4^* - \frac{\pi}{2}$
5	0	0	0	θ_5^*
-	0	$-\frac{\pi}{2}$	0	0

Tab. 2-1 : Paramétrage de Denavit-Hartenberg utilisé pour l'Air-OCTOR [JONES 06]

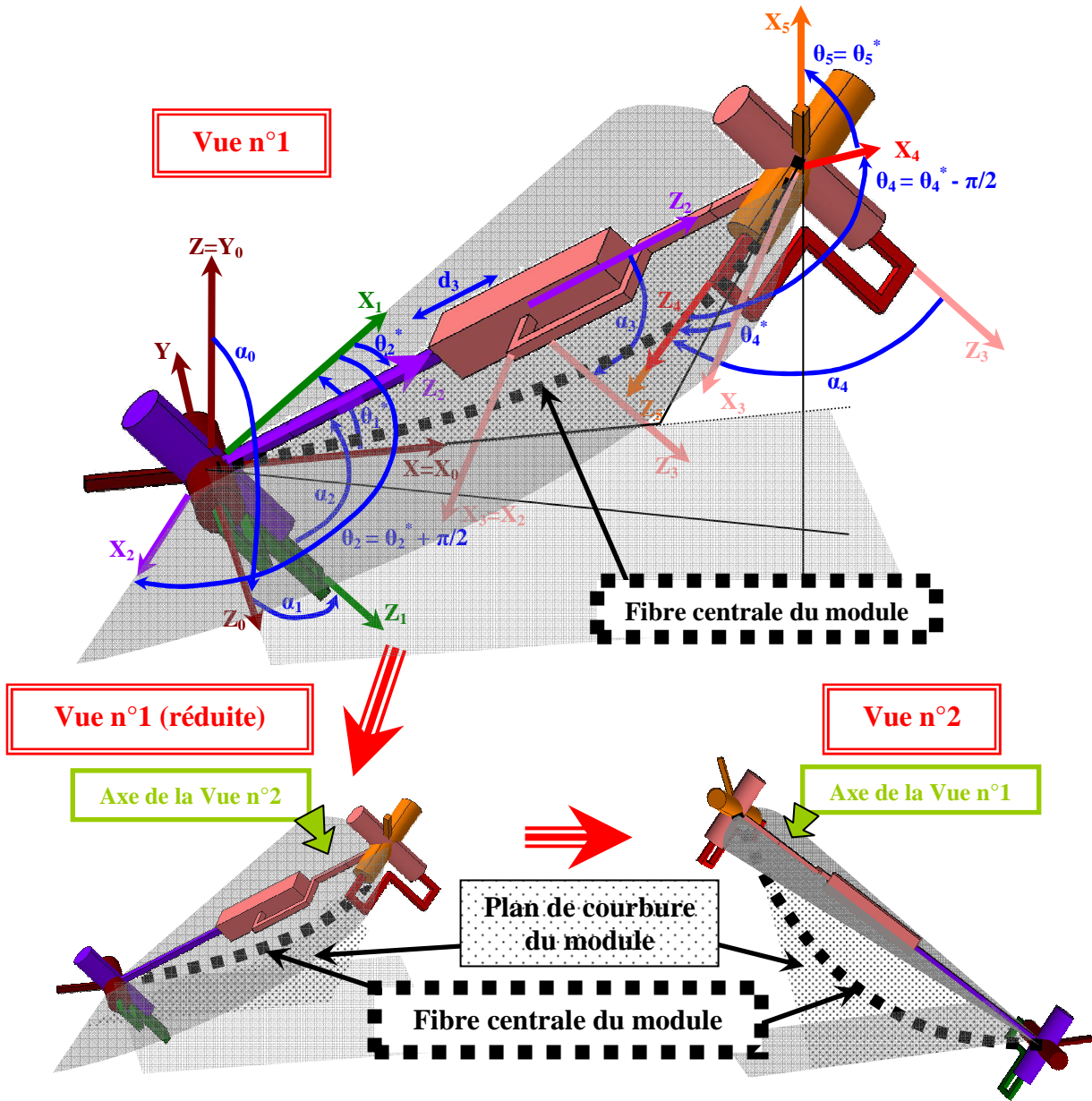


Fig. 2-12 : Paramétrage de la chaîne cinématique associée à l'Air-OCTOR

Le calcul de l'opérateur homogène $A_{\text{Module.Air-OCTOR}}(\theta_i, d_i)$ du modèle géométrique de la structure robotique associé à un module de l'Air-OCTOR est donc obtenu par multiplication des **11 opérateurs homogènes élémentaires** de chaque paramètre D-H non nul dans le tableau Tab. 2-1 :

$$R_x(\alpha_0) = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos(\alpha_0) & -\sin(\alpha_0) & 0 \\ 0 & \sin(\alpha_0) & \cos(\alpha_0) & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & -1 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$R_x(\alpha_1) = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos(\alpha_1) & -\sin(\alpha_1) & 0 \\ 0 & \sin(\alpha_1) & \cos(\alpha_1) & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & -1 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$R_z(\theta_1) = \begin{bmatrix} \cos(\theta_1) & -\sin(\theta_1) & 0 & 0 \\ \sin(\theta_1) & \cos(\theta_1) & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos(\theta_1^*) & -\sin(\theta_1^*) & 0 & 0 \\ \sin(\theta_1^*) & \cos(\theta_1^*) & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$R_x(\alpha_2) = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos(\alpha_2) & -\sin(\alpha_2) & 0 \\ 0 & \sin(\alpha_2) & \cos(\alpha_2) & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & -1 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$R_z(\theta_2) = \begin{bmatrix} \cos(\theta_2) & -\sin(\theta_2) & 0 & 0 \\ \sin(\theta_2) & \cos(\theta_2) & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -\sin(\theta_2^*) & -\cos(\theta_2^*) & 0 & 0 \\ \cos(\theta_2^*) & -\sin(\theta_2^*) & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$R_x(\alpha_3) = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos(\alpha_3) & -\sin(\alpha_3) & 0 \\ 0 & \sin(\alpha_3) & \cos(\alpha_3) & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & -1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$T_z(d_3) = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & d_3 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$R_x(\alpha_4) = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos(\alpha_4) & -\sin(\alpha_4) & 0 \\ 0 & \sin(\alpha_4) & \cos(\alpha_4) & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & -1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$R_z(\theta_4) = \begin{bmatrix} \cos(\theta_4) & -\sin(\theta_4) & 0 & 0 \\ \sin(\theta_4) & \cos(\theta_4) & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \sin(\theta_4^*) & \cos(\theta_4^*) & 0 & 0 \\ -\cos(\theta_4^*) & \sin(\theta_4^*) & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$R_z(\theta_5) = \begin{bmatrix} \cos(\theta_5) & -\sin(\theta_5) & 0 & 0 \\ \sin(\theta_5) & \cos(\theta_5) & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos(\theta_5^*) & -\sin(\theta_5^*) & 0 & 0 \\ \sin(\theta_5^*) & \cos(\theta_5^*) & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$R_x(\alpha_6) = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos(\alpha_6) & -\sin(\alpha_6) & 0 \\ 0 & \sin(\alpha_6) & \cos(\alpha_6) & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & -1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

La multiplication de ces 11 opérateurs donne l'opérateur homogène du module $A_{\text{Module.Air-OCTOR}}(\theta_i, d_i)$ (résultat donné dans [JONES 06]) :

$$A_{\text{Module.Air-OCTOR}}(\theta_i, d_i) = \begin{bmatrix} -c_1 s_2 s_4 c_5 + c_1 c_2 c_4 c_5 - s_1 s_5 & c_1 s_2 s_4 s_5 - c_1 c_2 c_4 s_5 - s_1 c_5 & -c_2 s_4 c_1 + s_2 c_4 & c_1 c_2 d_3 \\ -s_1 s_2 s_4 c_5 + c_1 c_2 c_4 c_5 - s_1 s_5 & s_1 s_2 s_4 s_5 - s_1 c_2 c_4 s_5 - c_1 c_5 & -s_1 c_2 s_4 + s_2 c_4 & s_1 c_2 d_3 \\ (c_2 s_4 + s_2 c_4) s_5 & -(c_2 s_4 + s_2 c_4) s_5 & c_2 c_4 - s_2 s_4 & s_2 d_3 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (2-1)$$

avec $c_i = \cos(\theta_i)$ et $s_i = \sin(\theta_i)$

2.3.2.2. Chaîne cinématique adoptée pour le système de déploiement et calcul de l'opérateur homogène $A_{\text{Module.Syst.Dépl.}}(\theta_i, d_i)$ d'un module

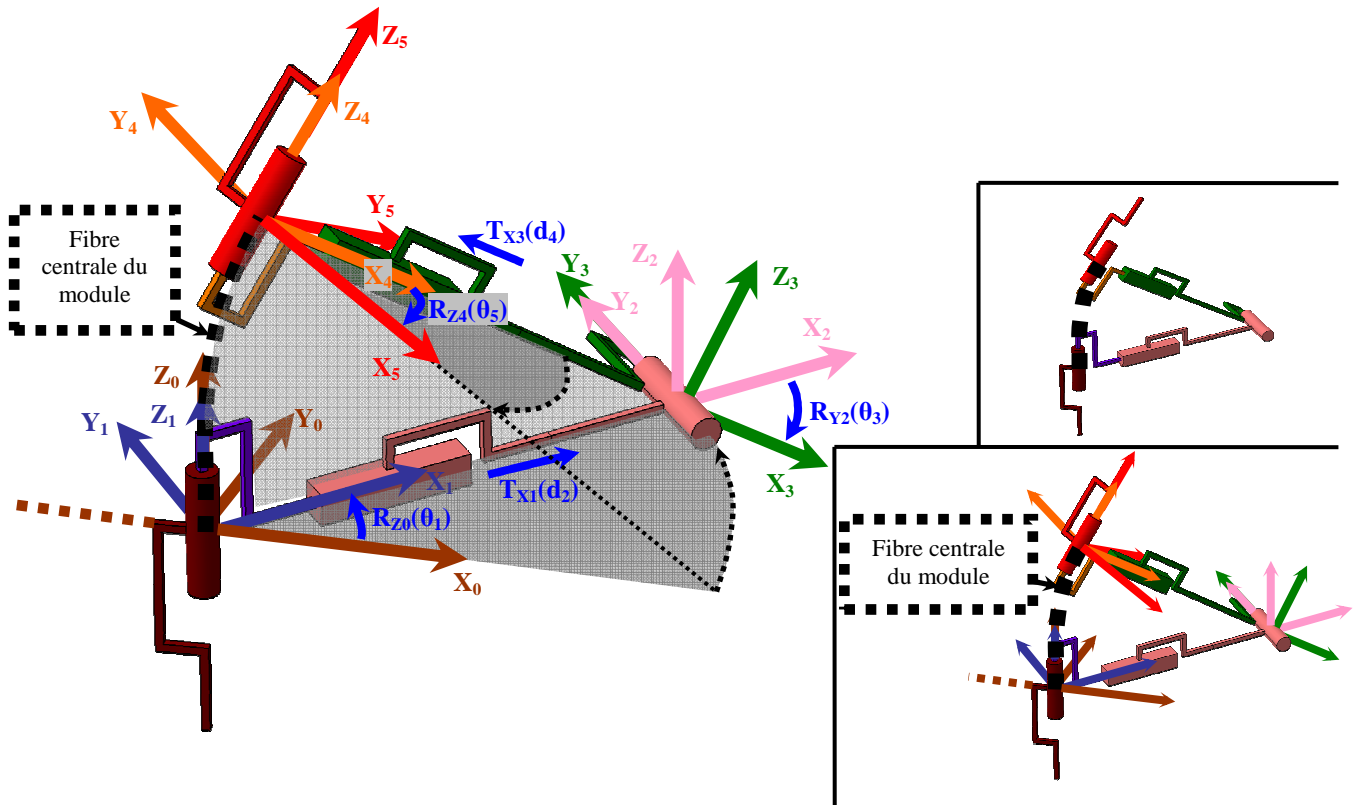


Fig. 2-13 : Paramétrage articulaire de la chaîne cinématique associée au système de déploiement proposé

Pour la modélisation du système de déploiement, une nouvelle chaîne cinématique a été adoptée (voir Fig. 2-13), différente de celle de l'Air-OCTOR, mais ayant les mêmes mobilités totales (permettant la flexion dans les deux directions de l'espace et l'extension des modules). Cette chaîne s'avère donner des calculs plus simples pour le modèle géométrique (voir calculs qui suivent).

L'opérateur homogène d'un module $A_{\text{Module.Syst.Dépl.}}(\theta_i, d_i)$ représente la position et l'orientation du repère R_5 par rapport au repère R_0 . La transformation passant du repère R_0 à R_5 peut se décomposer en cinq transformations élémentaires :

- une rotation autour de $Z_0 = Z_1$ de paramètre θ_1 : $R_{Z0}(\theta_1)$;
- une translation suivant $X_1 = X_2$ de paramètre d_2 : $T_{X1}(d_2)$;
- une rotation autour de $Y_2 = Y_3$ de paramètre θ_3 : $R_{Y2}(\theta_3)$;
- une translation suivant $X_3 = X_4$ de paramètre d_4 : $T_{X3}(d_4)$;
- une rotation autour de $Z_4 = Z_5$ de paramètre θ_5 : $R_{Z4}(\theta_5)$.

Nous pouvons considérer la construction de notre modèle comme le déplacement d'un repère « baladeur » (notion introduite par la méthode de « Travelling Coordinate System » (TCS) présentée dans [GOGU 96]), passant du repère R_0 au repère R_5 suivant les cinq transformations présentées précédemment et où :

- la rotation de paramètre θ_1 transforme le repère R_0 en repère R_1 , orienté suivant le plan de courbure du module ;
- la translation de paramètre d_2 transforme le repère R_1 en repère R_2 : elle définit l'axe du rayon de courbure du module et positionne la transformation suivante (une rotation), située au centre de la courbure du module ;
- la rotation de paramètre θ_3 transforme le repère R_2 en repère R_3 : elle est située au centre de la courbure du module et oriente l'axe de la transformation suivante (une translation) avec un angle correspondant à l'inclinaison du module ;
- la translation de paramètre d_4 transforme le repère R_3 en repère R_4 , suivant l'axe du rayon de courbure du module : elle positionne la transformation suivante (une rotation), située au niveau de l'extrémité du module (la valeur du paramètre d_4 est opposée à celle du paramètre d_2) ;

- la rotation de paramètre θ_5 transforme le repère R_4 en repère R_5 : elle représente la non-torsion du module sur lui-même.

Les opérateurs homogènes élémentaires de chacune des transformations sont donnés par :

$$R_{z0}(\theta_1) = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos(\theta_1) & -\sin(\theta_1) & 0 \\ 0 & \sin(\theta_1) & \cos(\theta_1) & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad T_{x1}(d_2) = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ d_2 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad R_{y2}(\theta_3) = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos(\theta_3) & 0 & \sin(\theta_3) \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & -\sin(\theta_3) & 0 & \cos(\theta_3) \end{bmatrix}$$

$$T_{x3}(d_4) = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ d_4 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad R_{z4}(\theta_5) = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos(\theta_5) & -\sin(\theta_5) & 0 \\ 0 & \sin(\theta_5) & \cos(\theta_5) & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$A_{\text{Module.Syst.Dépl.}}(\theta_i, d_i)$ s'obtient donc par multiplication des **5 opérateurs homogènes élémentaires** ci-dessus :

$$A_{\text{Module.Syst.Dépl.}}(\theta_i, d_i) = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ c_1(d_2 + c_3 d_4) & c_1 c_3 c_5 - s_1 s_5 & -(c_1 c_3 s_5 + s_1 c_5) & c_1 s_3 \\ s_1(d_2 + c_3 d_4) & s_1 c_3 c_5 + c_1 s_5 & -s_1 c_3 s_5 + c_1 c_5 & s_1 s_3 \\ -s_3 d_4 & -s_3 c_5 & s_3 s_5 & c_3 \end{bmatrix} \quad (2-2)$$

avec $c_i = \cos(\theta_i)$ et $s_i = \sin(\theta_i)$

À retenir :

Le calcul de l'opérateur homogène avec la structure adoptée pour le système de déploiement ne fait intervenir que 5 opérateurs élémentaires comparativement à 11 pour le modèle proposé par [JONES 06] pour l'Air-OCTOR. En conséquence, les termes de l'opérateur homogène d'un module du système de déploiement (équation (2-2)) ont une écriture plus simple que ceux de l'opérateur calculé pour l'Air-OCTOR. (équation (2-1)).

2.3.3. Expression de l'opérateur homogène d'un module en fonction des paramètres de courbure ($A_{\text{Module}}(R, s, \alpha, \varphi)$)

2.3.3.1. Expression de l'opérateur homogène d'un module de l'Air-OCTOR en fonction des paramètres de courbure ($A_{\text{Module.Air-OCTOR}}(s, \kappa, \varphi)$)

$$\left. \begin{aligned} \theta_1 &= \tan^{-1} \left(\frac{\cos\left(\frac{\kappa s}{2}\right)}{-\sin\left(\frac{\kappa s}{2}\right) \cos(\varphi)} \right) \\ \theta_2 &= \sin^{-1} \left(\sin\left(\frac{\kappa s}{2}\right) \sin(\varphi) \right) \\ d_3 &= \frac{2}{\kappa} \sin\left(\frac{\kappa s}{2}\right) \\ \theta_4 &= \sin^{-1} \left(\sin\left(\frac{\kappa s}{2}\right) \sin(\varphi) \right) \\ \theta_5 &= \tan^{-1} \left(\frac{\cos\left(\frac{\kappa s}{2}\right)}{-\sin\left(\frac{\kappa s}{2}\right) \cos(\varphi)} \right) + \pi \end{aligned} \right\} \quad (2-3)$$

Un calcul géométrique, dont le résultat est présenté dans l'équation (2-3), fait le lien entre les paramètres D-H ($\theta_1, \theta_2, d_3, \theta_4$ et θ_5) et les paramètres de courbure choisis pour le module continu (« s », « κ » ($\kappa = 1/R$) et « φ »). La Fig. 2-14, extraite de [JONES 06], illustre ce calcul.

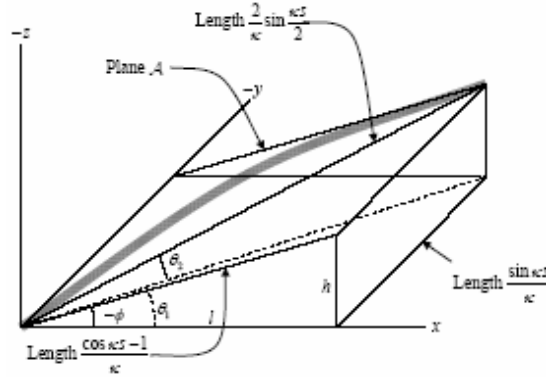


Fig. 2-14 : Illustration du calcul entre les paramètres D-H et les paramètres de courbure [JONES 06]

L'opérateur homogène $A_{\text{Module.Air-OCTOR}}(s, \kappa, \varphi)$ d'un module de l'Air-OCTOR, exprimé en fonction des paramètres de courbure, est donc obtenu en remplaçant dans l'équation (2-1) les paramètres D-H par leurs expressions données dans l'équation (2-3) (voir l'équation (2-4) issue de [JONES 06]).

$$A_{\text{Module.Air-OCTOR}}(s, \kappa, \varphi) = \begin{bmatrix} \cos^2(\varphi)(\cos(\kappa s) - 1) + 1 & \sin(\varphi)\cos(\varphi)(\cos(\kappa s) - 1) & -\cos(\varphi)\sin(\kappa s) & \frac{\cos(\varphi)(\cos(\kappa s) - 1)}{\kappa} \\ \sin(\varphi)\cos(\varphi)(\cos(\kappa s) - 1) & \cos^2(\varphi)(1 - \cos(\kappa s)) + \cos(\kappa s) & -\sin(\varphi)\sin(\kappa s) & \frac{\sin(\varphi)(\cos(\kappa s) - 1)}{\kappa} \\ \cos(\varphi)\sin(\kappa s) & \sin(\varphi)\sin(\kappa s) & \cos(\kappa s) & \frac{\sin(\kappa s)}{\kappa} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (2-4)$$

2.3.3.2. Expression de l'opérateur homogène d'un module du système de déploiement en fonction des paramètres de courbure ($A_{\text{Module.Syst.Dépl.}}(R, \alpha, \varphi)$)

En reprenant la Fig. 2-13, différents points peuvent être notés :

- l'angle φ est l'angle entre X_0 et X_1 et donc : $\theta_1 = \varphi$;
- la troisième liaison de la chaîne cinématique (la liaison pivot) se situe au centre de la courbure du module et donc : le rayon de courbure R est la distance entre les axes Z_1 et Z_2 et l'angle d'inclinaison α se retrouve entre les axes X_2 et X_3 . En conséquence : $d_2 = R$ et $\theta_3 = \alpha$;
- pour remonter ensuite jusqu'à la deuxième extrémité du module, il faut se translater suivant X_3 dans le sens négatif et d'une longueur égale à R , donc : $d_4 = -R$;
- enfin, pour éviter la torsion du module, l'angle entre X_4 et X_5 doit être opposé à celui entre X_0 et X_1 , et donc : $\theta_5 = -\theta_1 = -\varphi$.

Pour le modèle du système de déploiement, les relations entre les paramètres articulaires de la chaîne cinématique et les paramètres de courbures sont donc directement données par :

$$\left. \begin{array}{l} \theta_1 = \varphi \\ d_2 = R \\ \theta_3 = \alpha \\ d_4 = -R \\ \theta_5 = -\varphi \end{array} \right\} \quad (2-5)$$

A partir de l'équation (2-2) et en prenant en compte l'équation (2-5), l'opérateur homogène d'un module du système de déploiement $A_{\text{Module.Syst.Dépl.}}(R, \alpha, \varphi)$ peut donc s'écrire :

$$A_{\text{Module.Syst.Dépl.}}(R, \alpha, \varphi) = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ R \cdot \cos(\varphi)(1 - \cos(\alpha)) & \cos^2(\varphi) \cdot \cos(\alpha) + \sin^2(\varphi) & -\cos(\varphi) \cdot \sin(\varphi)(1 - \cos(\alpha)) & \cos(\varphi) \cdot \sin(\alpha) \\ R \cdot \sin(\varphi)(1 - \cos(\alpha)) & -\cos(\varphi) \cdot \sin(\varphi)(1 - \cos(\alpha)) & \sin^2(\varphi) \cdot \cos(\alpha) + \cos^2(\varphi) & \sin(\varphi) \cdot \sin(\alpha) \\ R \cdot \sin(\alpha) & -\cos(\varphi) \cdot \sin(\alpha) & -\sin(\varphi) \cdot \sin(\alpha) & \cos(\alpha) \end{bmatrix} \quad (2-6)$$

Les termes de l'opérateur homogène de l'Air-OCTOR (équation (2-4)) peuvent être retrouvés en remplaçant R par $1/\kappa$ et α par $s\kappa$ dans l'opérateur ci-dessus (équation (2-6)).

À retenir :

Pour le système de déploiement, les relations (équation (2-5)) entre les paramètres articulaires de la chaîne cinématique et les paramètres de courbure sont beaucoup plus simples que celles proposées par [JONES 06] pour le modèle de l'Air-OCTOR (équation (2-3)).

En final, la Fig. 2-15 résume le paramétrage de la chaîne cinématique associée aux mobilités d'un module du système de déploiement. Les paramètres articulaires sont exprimés en fonction des paramètres de courbure du module.

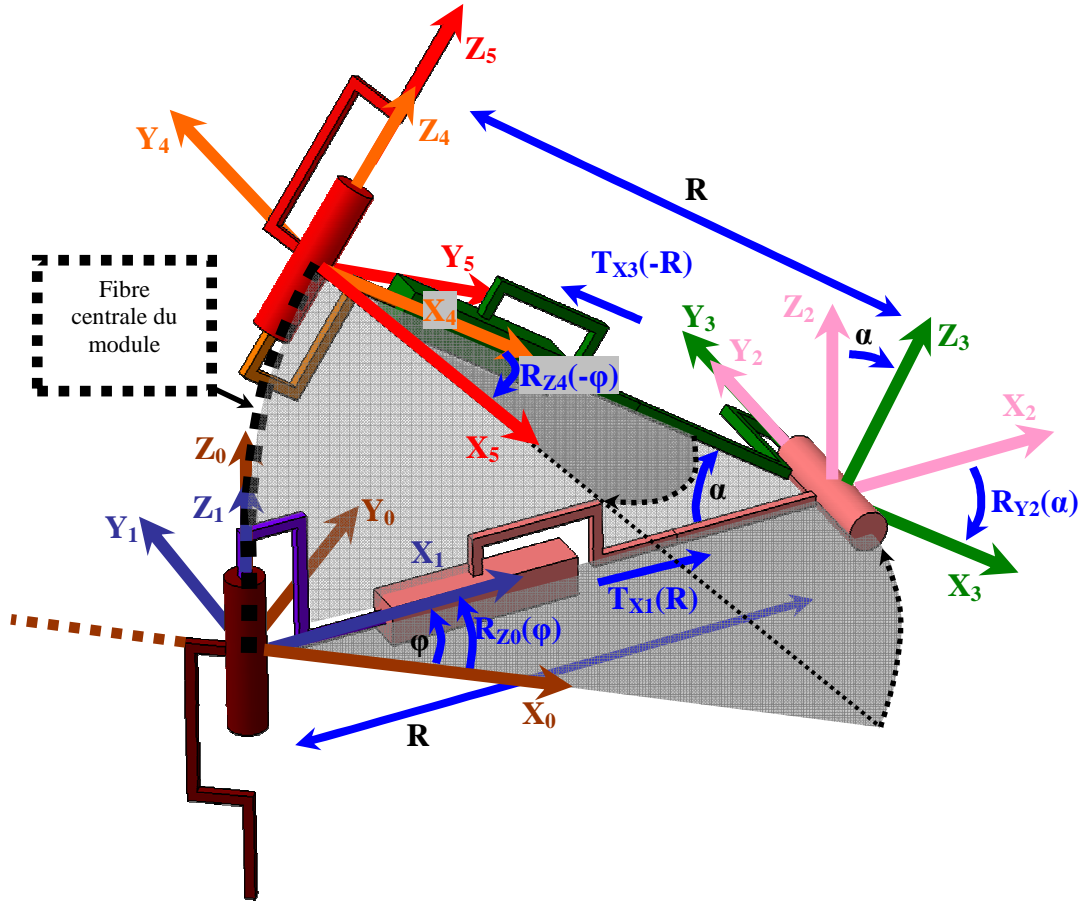


Fig. 2-15 : Chaîne cinématique avec les paramètres de courbure d'un module du système de déploiement proposé

2.3.4. Modèle géométrique global associé à un module

2.3.4.1. Modèle géométrique global défini pour un module de l'Air-OCTOR

Le modèle géométrique global d'un module de l'Air-OCTOR se décompose en trois transformations résumées dans la Fig. 2-16 :

$$\underline{x} \xleftarrow{D-H} \underline{\theta}, \underline{d} \xleftarrow{\underline{f}_1} s, \kappa, \phi \xleftarrow{\underline{f}_2} l$$

Fig. 2-16 : Air-OCTOR – Modèle géométrique global d'un module

Transformation D-H : la position et l'orientation de l'effecteur sont exprimées en fonction des paramètres θ_i et d_i du modèle D-H.

Celles-ci se retrouvent dans les termes de l'opérateur homogène $A_{Mj, Air-OCTOR}(\theta_i, d_i)$ (équation (2-1)).

Transformation f_1 : elle exprime les paramètres D-H en fonction des paramètres de courbure du module $[s, \kappa$ et $\phi]$ (voir Fig. 2-14).

Celle-ci se retrouve dans les termes de l'expression (2-3).

Transformation f_2 : elle fait le lien entre les paramètres $[s, \kappa, \phi]$ et les longueurs L_k des câbles. En plusieurs étapes, les expressions des longueurs L_i sont calculées en fonction de s, κ et ϕ . Tout d'abord, les trois rayons de courbures respectifs $1/\kappa_i$ (ou $\kappa_i = f(l_1, l_2, l_3)$) sont exprimés et correspondent à la flexion causée par chacun des trois câbles. Un changement de base permet d'obtenir à partir des κ_i , les valeurs de κ et ϕ . Ces calculs ne sont pas repris ici mais figurent dans [JONES 06]. Enfin, une approximation de s est calculée en considérant un nombre infini de guides pour les câbles, ce qui est erroné par rapport à la réalité. Il faudrait estimer le rapport entre la longueur des portions droites de câbles, entre deux guides, en fonction de la longueur totale du câble : plus ce rapport est grand, plus l'approximation devient vraie, mais le calcul ne sera jamais exact. Ce calcul de s est modifié dans la modélisation retenue pour le système de déploiement et considère les câbles comme des segments droits, ce qui est plus réaliste (voir paragraphe suivant).

2.3.4.2. Modèle géométrique global adopté pour un module du système de déploiement proposé

Afin de formaliser d'une manière générique le modèle du système de déploiement, les modules sont numérotés par la notation M_j (où « j » est le numéro du module).

Ainsi, les paramètres de courbure du module M_j s'écrivent donc : « R_j », « α_j », « ϕ_j » et « s_j ». La Fig. 2-17 reprend la Fig. 2-10 en adoptant la nouvelle notation des paramètres.

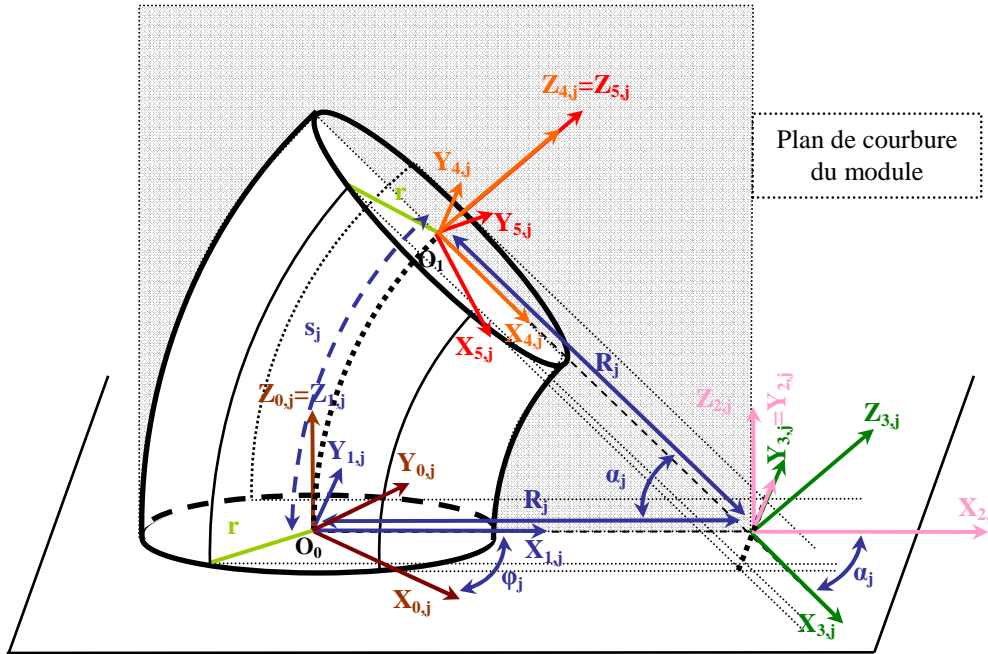


Fig. 2-17 : Paramétrage de la courbure d'un module M_j du système de déploiement

Les cinq paramètres articulaires du module M_j s'écrivent donc : « $\theta_{1,j}$ », « $d_{2,j}$ », « $\theta_{3,j}$ », « $d_{4,j}$ » et « $\theta_{5,j}$ ». La Fig. 2-18 reprend la chaîne cinématique associée à un module M_j avec le nouveau paramétrage. La Fig. 2-19 présente la chaîne cinématique pour un exemple de système composé de trois modules.

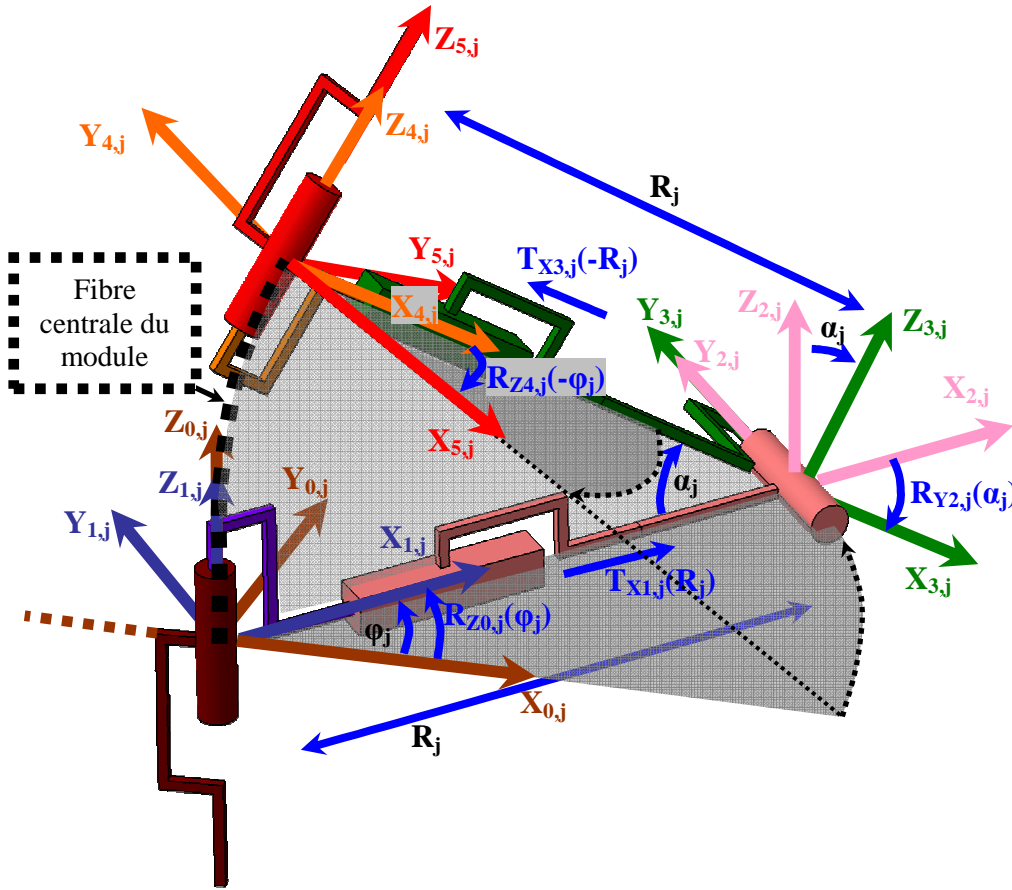


Fig. 2-18 : Chaîne cinématique avec les paramètres de courbure du module M_j du système de déploiement

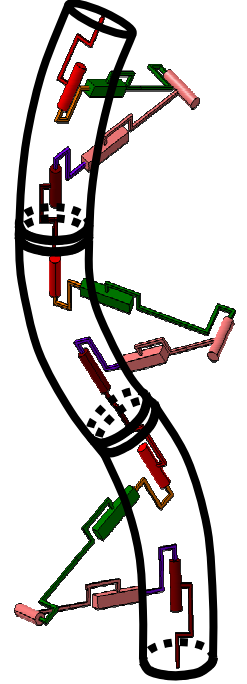


Fig. 2-19 : Exemple de la chaîne cinématique associée au système de déploiement composé de 3 modules

La construction du modèle géométrique global d'un module M_j du système de déploiement, exprimant la pose du module (position et orientation $[X_j, Y_j, Z_j, rx_j, ry_j, rz_j]$) en fonction des longueurs des câbles $L_{k,j}$ du module M_j , s'inspire de celle du modèle de l'Air-OCTOR présentée précédemment. La structuration du modèle se présente de la manière suivante :

→ Sens Direct du Modèle Géométrique →

$$[L_{k,j}] \xleftarrow{f_1} [R_j, s_j, \alpha_j, \phi_j] \xleftarrow{f_2} [\theta_{i,j}, d_{i,j}] \xleftarrow{f_3} [X_j, Y_j, Z_j, rx_j, ry_j, rz_j] \quad (2-7)$$

← Sens Inverse du Modèle Géométrique ←

Transformation f_1

Elle fait le lien entre les paramètres $[R_j, s_j, \alpha_j, \phi_j]$ et les longueurs $L_{k,j}$ des câbles. En plusieurs étapes, les expressions des longueurs $L_{k,j}$ sont calculées en fonction de R_j, s_j, α_j et ϕ_j . Ce calcul est présenté en détails dans l'annexe n°1.

Les relations résultantes sont :

<p style="text-align: center;">f_1 dans le sens direct :</p> $\left. \begin{aligned} \varphi_j &= \arctan\left(\sqrt{3} \cdot \frac{L_{2,j} - L_{1,j}}{L_{1,j} + L_{2,j} - 2L_{3,j}}\right) \\ R_j &= \frac{r_j}{2} \cdot \left(\frac{\sum_{k=1}^3 L_{k,j}}{\sqrt{\xi_{1,j}}} \right) \\ \alpha_j &= 2 \cdot \arccos\left(\sqrt{1 - \frac{\xi_{1,j}}{9r_j^2}}\right) \\ s_j &= r_j \cdot \arccos\left(\sqrt{1 - \frac{\xi_{1,j}}{9r_j^2}}\right) \cdot \left(\frac{\sum_{k=1}^3 L_{k,j}}{\sqrt{\xi_{1,j}}} \right) \end{aligned} \right\} \quad (2-8)$	<p style="text-align: center;">f_1 dans le sens inverse :</p> $\left. \begin{aligned} L_{1,j} &= 2 \cdot \sin\left(\frac{\alpha_j}{2}\right) \cdot (R_j - r \cdot \cos(\gamma_{1,j} - \varphi_j)) \\ L_{2,j} &= 2 \cdot \sin\left(\frac{\alpha_j}{2}\right) \cdot (R_j - r \cdot \cos(\gamma_{2,j} - \varphi_j)) \\ L_{3,j} &= 2 \cdot \sin\left(\frac{\alpha_j}{2}\right) \cdot (R_j - r \cdot \cos(\gamma_{3,j} - \varphi_j)) \end{aligned} \right\} \quad (2-9)$
--	---

Avec :

$$- \xi_{1,j} = L_{1,j}^2 + L_{2,j}^2 + L_{3,j}^2 - L_{1,j} \cdot L_{2,j} - L_{1,j} \cdot L_{3,j} - L_{2,j} \cdot L_{3,j} ;$$

- « r » est le rayon du cercle formé par les points ($P_{1,j}$, $P_{2,j}$ et $P_{3,j}$) de guidage des câbles sur la périphérie du module M_j (voir Fig. 2-20). « r » est constant et a la même valeur pour tous les modules ;

- $\gamma_{1,j}$, $\gamma_{2,j}$ et $\gamma_{3,j}$ sont les positions angulaires des points de guidage des câbles sur la périphérie du module M_j ($\gamma_{1,j} = 2\pi/3$; $\gamma_{2,j} = 4\pi/3$; $\gamma_{3,j} = 2\pi$).

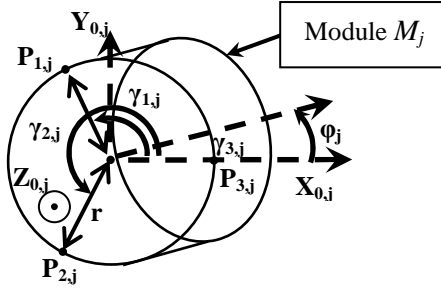


Fig. 2-20 : Positionnement des trois points ($P_{1,j}$, $P_{2,j}$ et $P_{3,j}$) de guidage de chacun des 3 câbles du module M_j du système de déploiement

Transformation f_2

Elle exprime les paramètres articulaires ($\theta_{i,j}$, $d_{i,j}$) de la chaîne cinématique en fonction des paramètres de courbure de la section (R_j , s_j , α_j et φ_j , voir Fig. 2-18). Cette transformation reprend les expressions de l'équation (2-5) et s'écrit d'une manière générique pour un module M_j :

<p style="text-align: center;">f_2 dans le sens direct :</p> $\left. \begin{aligned} \theta_{1,j} &= \varphi_j \\ d_{2,j} &= R_j \\ \theta_{3,j} &= \alpha_j \\ d_{4,j} &= -R_j \\ \theta_{5,j} &= -\varphi_j \end{aligned} \right\} \quad (2-10)$	<p style="text-align: center;">f_2 dans le sens inverse :</p> $\left. \begin{aligned} \varphi_j &= \theta_{1,j} \\ R_j &= d_{2,j} \\ \alpha_j &= \theta_{3,j} \\ R_j &= -d_{4,j} \\ \varphi_j &= -\theta_{5,j} \end{aligned} \right\} \quad (2-11)$
--	---

Transformation f_3

Les termes de l'opérateur homogène $A_{M_j, \text{Syst. Dépl.}}$ (représentant la pose du repère au centre de la section extrême du module M_j) sont exprimés en fonction des paramètres $\theta_{i,j}$ et $d_{i,j}$ de la chaîne cinématique du module. $A_{M_j, \text{Syst. Dépl.}}(\theta_{i,j}, d_{i,j})$ s'écrit de manière générique :

$$A_{M_j, \text{Syst. Dépl.}}(\theta_{1,j}, d_{1,j}) = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ -s_{1,j}d_{2,j} + s_{1,j}s_{3,j}d_{4,j} & c_{1,j}c_{5,j} - s_{1,j}s_{3,j}s_{5,j} & -s_{1,j}c_{3,j} & c_{1,j}s_{5,j} + s_{1,j}s_{3,j}c_{5,j} \\ c_{1,j}d_{2,j} - c_{1,j}s_{3,j}d_{4,j} & s_{1,j}c_{5,j} + c_{1,j}s_{3,j}s_{5,j} & c_{1,j}c_{3,j} & s_{1,j}s_{5,j} - c_{1,j}s_{3,j}c_{5,j} \\ c_{3,j}d_{4,j} & -c_{3,j}s_{5,j} & s_{3,j} & c_{3,j}c_{5,j} \end{bmatrix} \quad (2-12)$$

$$\text{Et : } \begin{cases} X_j = A_{M_j, \text{Syst. Dépl.}}[2,1] = -s_{1,j}d_{2,j} + s_{1,j}s_{3,j}d_{4,j} \\ Y_j = A_{M_j, \text{Syst. Dépl.}}[3,1] = c_{1,j}d_{2,j} - c_{1,j}s_{3,j}d_{4,j} \\ Z_j = A_{M_j, \text{Syst. Dépl.}}[4,1] = c_{3,j}d_{4,j} \end{cases}$$

Transformation [f₂ o f₃]

Cette transformation est la composition de la transformation f₂ et de la transformation f₃. Elle est très intéressante pour la modélisation géométrique directe ou indirecte, car elle permet en une seule transformation de faire le lien entre l'expression de l'opérateur homogène $A_{M_j, \text{Syst. Dépl.}}$ (représentant la pose $[X_j, Y_j, Z_j, rx_j, ry_j, rz_j]$ du module M_j) et les paramètres de courbure $[R_j, s_j, \alpha_j]$ et φ_j (sans passer par les paramètres articulaires de la chaîne cinématique associée aux mobilités du module M_j).

Dans le sens direct : la transformation $[f_2 \text{ o } f_3]_{\text{DIRECT}}$ exprime les termes de l'opérateur homogène $A_{M_j, \text{Syst. Dépl.}}(R_j, s_j, \alpha_j, \varphi_j)$ en fonction des paramètres de courbure $[R_j, s_j, \alpha_j]$ et φ_j . $A_{M_j, \text{Syst. Dépl.}}(R_j, s_j, \alpha_j, \varphi_j)$ s'écrit de manière générique :

$$A_{M_j, \text{Syst. Dépl.}}(R_j, \alpha_j, \varphi_j) = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ R_j \cdot \cos(\varphi_j)(1 - \cos(\alpha_j)) & \cos^2(\varphi_j) \cdot \cos(\alpha_j) + \sin^2(\varphi_j) & -\cos(\varphi_j) \cdot \sin(\varphi_j)(1 - \cos(\alpha_j)) & \cos(\varphi_j) \cdot \sin(\alpha_j) \\ R_j \cdot \sin(\varphi_j)(1 - \cos(\alpha_j)) & -\cos(\varphi_j) \cdot \sin(\varphi_j)(1 - \cos(\alpha_j)) & \sin^2(\varphi_j) \cdot \cos(\alpha_j) + \cos^2(\varphi_j) & \sin(\varphi_j) \cdot \sin(\alpha_j) \\ R_j \cdot \sin(\alpha_j) & -\cos(\varphi_j) \cdot \sin(\alpha_j) & -\sin(\varphi_j) \cdot \sin(\alpha_j) & \cos(\alpha_j) \end{bmatrix} \quad (2-13)$$

$$\text{et : } \begin{cases} X_j = A_{M_j, \text{Syst. Dépl.}}[2,1] = R_j \cdot \cos(\varphi_j)(1 - \cos(\alpha_j)) \\ Y_j = A_{M_j, \text{Syst. Dépl.}}[3,1] = R_j \cdot \sin(\varphi_j)(1 - \cos(\alpha_j)) \\ Z_j = A_{M_j, \text{Syst. Dépl.}}[4,1] = R_j \cdot \sin(\alpha_j) \end{cases}$$

Dans le sens inverse : la transformation $[f_2 \text{ o } f_3]_{\text{INVERSE}}$ exprime les paramètres de courbure $[R_j, s_j, \alpha_j]$ et φ_j en fonction des termes de l'opérateur homogène $A_{M_j, \text{Syst. Dépl.}}(R_j, s_j, \alpha_j, \varphi_j)$.

Nous obtenons les relations suivantes :

$$A_{M_j, \text{Syst. Dépl.}}[4,4] = \cos(\alpha_j) \Rightarrow \alpha_j = \arccos(A_{M_j, \text{Syst. Dépl.}}[4,4])$$

$$A_{M_j, \text{Syst. Dépl.}}[2,4] = \cos(\varphi_j) \cdot \sin(\alpha_j) \Rightarrow \cos(\varphi_j) = \frac{A_{M_j, \text{Syst. Dépl.}}[2,4]}{\sin(\alpha_j)}$$

$$A_{M_j, \text{Syst. Dépl.}}[3,4] = \sin(\varphi_j) \cdot \sin(\alpha_j) \Rightarrow \sin(\varphi_j) = \frac{A_{M_j, \text{Syst. Dépl.}}[3,4]}{\sin(\alpha_j)}$$

$$\Rightarrow \tan(\varphi_j) = \frac{\sin(\varphi_j)}{\cos(\varphi_j)} = \frac{A_{M_j, \text{Syst. Dépl.}}[3,4]}{A_{M_j, \text{Syst. Dépl.}}[2,4]}$$

$$\text{D'où : } \varphi_j = \arctan\left(\frac{A_{M_j, \text{Syst. Dépl.}}[3,4]}{A_{M_j, \text{Syst. Dépl.}}[2,4]}\right)$$

$$A_{M_j, \text{Syst. Dépl.}}[4,1] = R_j \cdot \sin(\alpha_j) \Rightarrow R_j = \frac{A_{M_j, \text{Syst. Dépl.}}[4,1]}{\sin(\alpha_j)} = \frac{A_{M_j, \text{Syst. Dépl.}}[4,1]}{\sin(\arccos(A_{M_j, \text{Syst. Dépl.}}[4,4]))}$$

$$s = R_j \cdot \alpha_j = \frac{A_{Mj,Syst.Dépl.}[4,1] \arccos(A_{Mj,Syst.Dépl.}[4,4])}{\sin(\arccos(A_{Mj,Syst.Dépl.}[4,4]))}$$

La transformation $[f_2 \circ f_3]_{INVERSE}$ s'écrit donc en final :

$$\left. \begin{aligned} \varphi_j &= \arctan\left(\frac{A_{Mj,Syst.Dépl.}[3,4]}{A_{Mj,Syst.Dépl.}[2,4]}\right) \\ R_j &= \frac{A_{Mj,Syst.Dépl.}[4,1]}{\sin(\arccos(A_{Mj,Syst.Dépl.}[4,4]))} \\ \alpha_j &= \arccos(A_{Mj,Syst.Dépl.}[4,4]) \\ s_j &= \frac{A_{Mj,Syst.Dépl.}[4,1] \arccos(A_{Mj,Syst.Dépl.}[4,4])}{\sin(\arccos(A_{Mj,Syst.Dépl.}[4,4]))} \end{aligned} \right\} \quad (2-14)$$

2.3.4.3. Unicité du modèle géométrique inverse d'un module du système de déploiement

Deux remarques sont à prendre en considération :

1. l'angle φ_j d'orientation du plan de courbure du module est borné sur un tour complet : $\varphi_j \in [0, 2\pi]$;
2. nous limitons la courbure d'un module à un demi tour (180°), donc l'angle α_j d'inclinaison du module est borné : $\alpha_j \in [0, \pi]$.

Ces deux remarques font que le modèle géométrique inverse a une solution unique.

2.3.4.4. Version simplifiée du modèle géométrique global d'un module du système de déploiement

Une version simplifiée du modèle géométrique global associé à un module M_j peut s'écrire :

→ Sens Direct du Modèle Géométrique Simplifié →

$$[L_{k,j}] \xleftarrow{f_1} [R_j, s_j, \alpha_j, \varphi_j] \xleftarrow{f_2 \circ f_3} [X_j, Y_j, Z_j, rx_j, ry_j, rz_j] \quad (2-15)$$

← Sens Inverse du Modèle Géométrique Simplifié ←

2.4. Conclusion

Ce chapitre a permis de définir précisément la solution retenue pour la conception de notre robot de déploiement, et de réaliser sa modélisation géométrique dans un but ultérieur de caractériser la précision géométrique potentielle intrinsèque du robot.

L'ensemble de la modélisation géométrique de la solution retenue pour le robot de déploiement a fait l'objet d'une présentation orale et écrite à la conférence internationale de l'IDMME - Virtual Concept 2008, à Pékin en Chine [ALRIC 08b]. Ces travaux ont été sélectionnés et seront prochainement publiés dans le livre « Integrated Design and Manufacturing in Mechanical Engineering ».

Points clefs du chapitre 2

Les choix conceptuels concernant les différentes caractéristiques des modules, et plus particulièrement ceux relatifs aux mobilités et à l'actionnement, sont explicités. La solution modulaire finale du robot est présentée, en détaillant précisément la disposition de chacun des composants : câbles, anneaux de guidage, ressorts / chambres pneumatiques.

Ensuite, sont présentés et comparés trois types de modélisation de robots continus qui ont orienté le choix final pour la modélisation de notre robot, avec une préférence pour celle du robot Air-OCTOR qui est le système le plus proche de notre solution du point de vue de sa structure.

Enfin, la modélisation choisie pour le robot de déploiement est décrite. Elle passe par la définition d'une chaîne cinématique associée aux mobilités des modules du robot et le calcul du modèle géométrique des modules (faisant le lien entre les longueurs des câbles et la pose d'un module ou du robot). Ce modèle géométrique est décomposé en trois transformations. Une étude comparative de cette modélisation à celle du robot Air-OCTOR a été menée en parallèle afin de faire ressortir les modifications et améliorations apportées.

Celles-ci portent principalement sur :

- un nombre moins important d'opérations pour le calcul du modèle géométrique (moins d'opérateurs homogènes utilisés), reposant sur le choix d'une chaîne cinématique associée au robot différente de celle de l'Air-OCTOR et sur l'utilisation d'une méthode inspirée de la méthode de « Travelling Coordinate System » (TCS) de [GOGU 96] basée sur un repère baladeur ;
- une écriture finale des trois transformations du modèle, plus simple que celle du modèle de l'Air-OCTOR.

Nous proposons aussi une écriture du modèle géométrique inverse utilisant directement les termes de l'opérateur homogène d'un module et nous exposons l'unicité du modèle géométrique global.

Le modèle géométrique inverse va maintenant être utilisé dans le chapitre 3, afin de présenter une solution permettant la maîtrise du déploiement d'un module (en extension ou en rétractation), puis un actionnement du système global basé sur le développement d'une stratégie de déploiement.

Chapitre 3 - Stratégie bio-inspirée de déploiement du robot modulaire suivant des trajectoires courbes

L'objectif de ce chapitre est d'établir une stratégie pour l'actionnement et le déploiement du robot modulaire.

Une première partie présente la biomimétique en illustrant cette science par des exemples concrets de concepts robotiques inspirés de mouvements d'animaux.

Une seconde partie dresse une analyse comparative de différents modes de locomotion animale dite "sans pattes" et présente, pour chacun, des exemples d'utilisation dans le domaine de la robotique.

Une troisième partie propose des notations génériques adaptables au nombre de modules du robot, au nombre de segments ou d'arcs de la trajectoire à suivre, notations indispensables pour définir ensuite la stratégie de déploiement.

Une quatrième partie décrit l'élaboration de la stratégie de déploiement du robot, en présentant dans un premier temps une stratégie simplifiée n'utilisant que l'extension des modules, et dans un second temps une stratégie dite "optimale" couplant extension et rétractation des modules.

Une cinquième partie présente des plans d'expériences de simulation permettant de valider la précision géométrique de la stratégie de déploiement du robot pour une trajectoire composée d'un seul arc de cercle, puis de deux arcs de cercle.

Enfin, *une sixième partie* décrit l'optimisation de la stratégie de déploiement du robot, appliquée sur le cas concret d'un patient ayant une tumeur au cerveau.

3.1. Introduction : exemples de concepts de robots bio-inspirés

Des premiers hommes qui ont rêvé un jour de voler en construisant des ailes mécaniques, jusqu'aux robots humanoïdes récents qui essaient de reproduire les comportements humains, la mécanisation des mouvements naturels, animaux ou humains a toujours intéressé et inspiré les hommes et les scientifiques. La biomimétique est la science qui utilise des bio-inspirations et imite des techniques et mouvements naturels en vue de les appliquer dans des technologies. Cette nouvelle tendance bénéficie des avancées en conception et modélisation robotique qui offrent maintenant une large gamme de systèmes, des robots planaires aux robots à trois dimensions, avec des structures sérielles ou parallèles qui peuvent avoir jusqu'à six degrés de liberté ou plus, etc.

Dans le cas de notre application en neurochirurgie, le système modulaire doit se déployer le long de trajectoires courbes en trois dimensions, composées d'arcs ou de segments droits, complètement immergé dans la matière cérébrale relativement « molle », sans possibilité de balayer un volume dans une autre direction que celle de la trajectoire et sans surface de guidage pour aider à la progression. La biomimétique peut être une voie d'inspiration pour trouver une solution pour l'actionnement du système et des divers modules qui le composent, afin d'obtenir le suivi de trajectoire recherché. En effet, différents animaux vertébrés ou invertébrés, comportant un corps de géométrie tubulaire, peuvent avoir certaines similarités avec le système de déploiement. Il est donc naturel de s'intéresser à leurs modes de locomotion.

En médecine chirurgicale et spécialement en coloscopie, des systèmes modulaires, comme le système de CALTECH [SLATKIN 95], l'EndoCrawler [NG 00] ou les prototypes de l'EMiL [MENCIASSI 02] et [KIM 06], utilisent des modules de deux types, d'adhérence ou d'extension longitudinale, pour progresser à l'intérieur du côlon. Slatkin et al. [SLATKIN 95] ont étudié l'effet de l'ordre d'actionnement des différents modules sur la progression du système par des répétitions cycliques appelées « gaits » en anglais. Chen et al. [CHEN 99] propose un formalisme pour la génération de répétitions cycliques pour définir l'actionnement des modules de systèmes de type « inchworm » (bio-inspirés des mouvements de vers de terre), composés de n modules d'extension et de $n+1$ modules d'adhérence. Cette approche considère une topologie à une seule

dimension (translation en élongation) et ne prend pas en compte l'orientation. D'autres applications industrielles, dans des environnements fortement contraints tel que l'inspection de tuyaux [FUKUDA 89], ont aussi utilisé des solutions d'actionnement par répétitions cycliques pour faire progresser des systèmes modulaires.

Provenant de l'Université de Clemson, [HANNAN 03] propose la modélisation robotique d'un système bio-inspiré d'une trompe d'éléphant l'« Elephant Trunk Manipulator » et présente différents types de suivi de trajectoires :

- des tests de suivi de trajectoires rectilignes par l'effecteur, avec des commandes en positions, puis en vitesses (en utilisant ou non la translation de la base du robot) ;
- des tests de suivi de trajectoires courbes, révélant des erreurs de suivi de trajectoire, entre la simulation et le comportement réel, dues au modèle (la courbure est exprimée par la longueur des segments qui sont rectilignes et non courbes) ;
- des tests d'évitement d'obstacles, en fixant une courbe plane à suivre par certains points du robot (voir Fig. 3-1) : le robot avance en se « collant » à la trajectoire (utilisation de la translation de la base). La stratégie consiste à faire suivre la courbe par chaque point de jonction des différents modules du robot (mais sans se préoccuper de savoir si tout le corps du robot suit bien la trajectoire).

Le contrôle est principalement basé sur la flexion et l'orientation des modules, mais n'utilise pas d'extension ou de rétraction, à cause des limites de l'application étudiée.

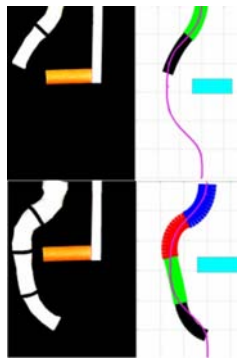


Fig. 3-1 : Simulations de l'« Elephant's Trunk Manipulator »

Plus récemment, deux systèmes pneumatiques, l'Air-OCTOR [MCMAHAN 05] et l'OCTARM [MCMAHAN 06], ayant trois degrés de liberté par module (deux rotations par flexions et une translation par extension), ont été conçus principalement pour des tâches de préhension avec de possibles évitements d'obstacles. Neppali et al. [NEPPALLI 08] présente les dernières améliorations de la solution de contrôle de l'Air-OCTOR, toujours utilisant les points extrémité de chaque module. La principale limitation de ces études réside dans le fait qu'elles ne positionnent et contrôlent que les points extrémité des modules et ne prennent pas vraiment en compte tous les avantages et les possibilités offertes par les capacités de déploiement des systèmes (en extension et rétraction).

Dans ce chapitre, une stratégie de déploiement novatrice est élaborée, en apportant certaines modifications et améliorations au regard des études introduites précédemment, pour prendre en compte les aspects à la fois d'extension et d'orientation des modules pendant le déploiement.

Afin d'aboutir à une telle solution de stratégie de contrôle, nous avons réalisé une analyse comparative de différents modes de locomotion d'animaux en illustrant les concepts bio-inspirés par des exemples de systèmes robotiques qui les utilisent.

Ensuite, la tâche robotique de déploiement est décrite de manière générique. Le déploiement d'un module le long d'un arc est présenté en utilisant le modèle géométrique élaboré dans le chapitre 2.

Finalement, la stratégie de déploiement est introduite par étapes, jusqu'à une version optimisée, structurée autour d'une « Matrice de Stratégie » qui détaille et organise les actionnements des différents modules pour faire suivre au système la trajectoire. Les possibilités de l'utilisation de cette stratégie de déploiement sont ensuite validées par des plans d'expériences de simulation et l'étude de cas réels de neurochirurgie.


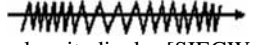
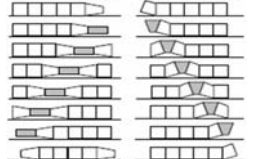



3.2. Analyse comparative de différents modes de locomotion animale « sans patte » utilisés pour des concepts de robots

3.2.1. Présentation de modes de locomotion bio-inspirée

La locomotion des êtres vivants est un important champ d'inspiration de la conception bio-mimétique de systèmes robotiques. Elle regroupe différents types de mouvements qui peuvent se diviser en deux grands groupes : *la locomotion « avec pattes » (marcher, courir ou sauter)* et *la locomotion « sans patte » (glisser, ramper ou fléchir)*, ce qui est résumé dans le Tab. 3-1 qui reprend, en partie, une classification déjà introduite par R. Siegwart and I. Nourbakhsh [SIEGWART 04]. Le mode de locomotion « sans patte » correspond à la morphologie choisie pour notre robot de déploiement.

Il existe différentes modalités de locomotion « sans patte », qui dépendent de la structure des corps des animaux qui les emploient et qui font que chaque mode de locomotion est vraiment particulier et dédié à un déplacement spécifique (voir Tab. 3-1).

Dans la suite de cette partie, les différentes modalités de locomotion « sans patte » sont présentées, principalement basées sur des actions de « glisser », « ramper » ou « fléchir ». Le mouvement de flexion développé par les trompes d'éléphant n'est pas vraiment considéré comme un mode de locomotion, mais constitue un mouvement animal très intéressant au regard de la structure du robot de déploiement. C'est pour cette raison qu'il est inclus dans notre rétrospective de locomotions animales. Pour chaque concept de locomotion, des exemples bio-inspirés de systèmes et de robots sont présentés.

Type de Locomotion	Mouvements	Action mécanique	Cinématique du mouvement	Animaux
« Sans patte »	Glisser	Forces de frottement	 Vibrations transversales [SIEGWART 04]	Serpents
				Poissons
	Ramper	Forces de frottement	 Vibrations longitudinales [SIEGWART 04]  Vers de terre Chenilles [TAKASHI 03]	Chenilles
	Fléchir	Moments de flexion	 Moments de flexion locaux Structure continue	Trompes d'éléphant
« Avec pattes »	Courir ou Sauter	Energie cinématique et forces de contact	 Oscillation de plusieurs structures sérielles multi-pièces [SIEGWART 04]	Hommes Animaux à pattes
	Marcher	Force de gravitation	 Roulement d'un polygône [SIEGWART 04]	Hommes Animaux à pattes

Tab. 3-1 : Modes de locomotion des êtres vivants (R. Siegwart and I. Nourbakhsh) [SIEGWART 04]

3.2.1.1. Serpents et anguilles

Les serpents peuvent utiliser quatre types de mode de locomotion : l'ondulation latérale, les mouvements sinueux de côté, les mouvements rectilignes et les mouvements en accordéon (voir Fig. 3-2).

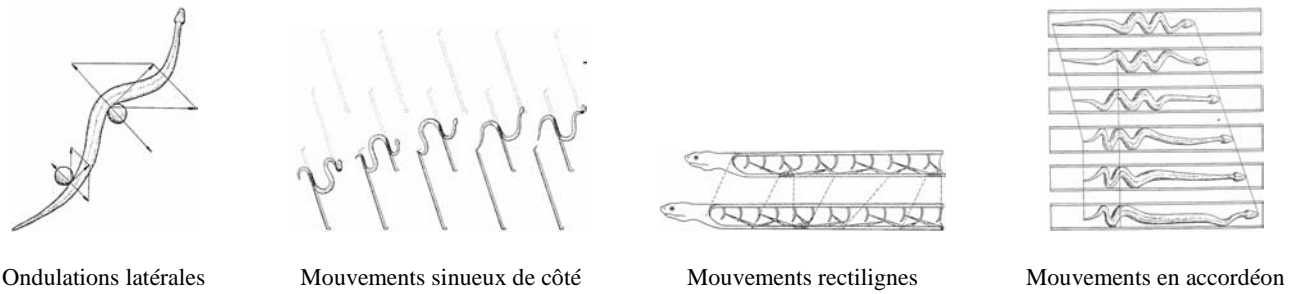


Fig. 3-2 : Modes de locomotion des serpents

L'ondulation latérale est le mode de locomotion le plus employé. Toutes les parties du corps bougent simultanément à la même vitesse, sans contact statique avec le sol, mais en contact par glissement continu. La propagation des ondulations par vagues successives se fait de l'avant vers l'arrière du corps du serpent. La locomotion par ondulations latérales requiert que le corps du serpent ait trois points de contact avec le sol pour lui permettre de progresser : deux points pour générer la force de progression et un troisième point pour équilibrer cette force et la diriger dans la direction du mouvement souhaité.

La locomotion par mouvements sinueux de côté utilise à la fois des ondulations continues et des ondulations alternatives de flexion transmises au sol par des contacts statiques alternatifs illustrés clairement par les traces laissées au sol après le passage du serpent.

La locomotion rectiligne utilise des mouvements de la peau et du ventre et permet de ramper lentement en s'accrochant.

La locomotion en accordéon repose sur une partie du corps du serpent (le train arrière du serpent) qui constitue une base fixe et une seconde partie du corps (la partie avant du serpent) qui s'étend vers l'avant pour progresser. Cette séquence est répétée et ainsi le serpent avance. La locomotion en accordéon a beaucoup de similarités avec la locomotion des vers de terre : une partie du corps reste en place et une autre s'étend pour avancer.

Les mouvements utilisés dans les locomotions des serpents sont principalement basés sur des flexions du corps sans vraiment faire preuve d'extension.

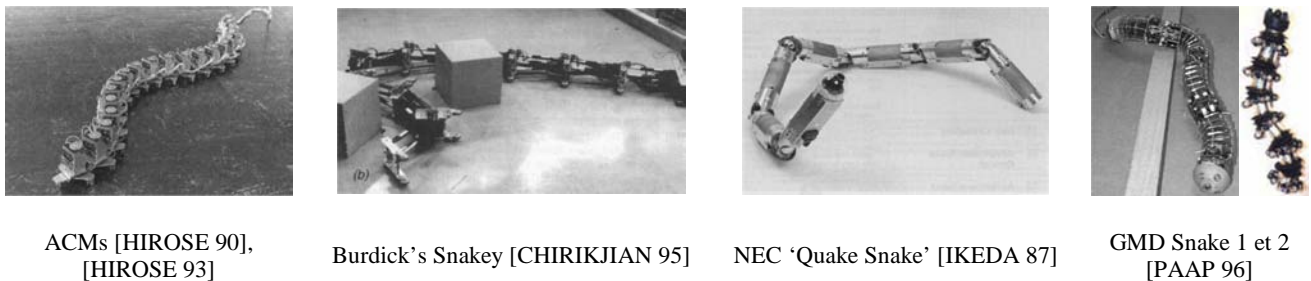


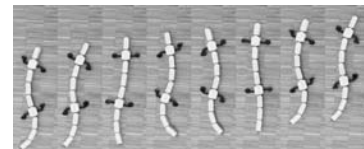
Fig. 3-3 : Exemples de robots-serpents

ACMs robot [HIROSE 90] et [HIROSE 93], Burdick's Snakey [CHIRIKJIAN 95], NEC 'Quake Snake' [IKEDA 87], GMD Snake [PAAP 96] ou encore le robot serpent présenté dans [AUBIN 06], sont des exemples de systèmes robotiques bio-inspirés des serpents (voir Fig. 3-3). Leurs conceptions sont pour la plupart redondantes, poly-articulées (avec des liaisons par pivots ou cardans) et utilisent des actionneurs embarqués. Le contact au sol est amélioré, pour certains systèmes, par l'utilisation de roues libres.



[KHALIL 07]

Fig. 3-4 : Exemple d'un robot-anguille



[CRESPI 09]

Fig. 3-5 : Exemple d'un robot-salamandre

Entre les serpents et les poissons, certains robots ont été développés sur des concepts intéressants, soit bio-inspiré de la locomotion des anguilles [KHALIL 07] (voir Fig. 3-4), soit bio-inspiré de la locomotion des salamandres [CRESPI 09] (voir Fig. 3-5). Ces animaux ont des modes de locomotion proches de ceux des serpents mais appliqués et adaptés à des milieux aquatiques.

3.2.1.2. Poissons

Pour se déplacer, les poissons transfèrent des efforts et des moments (principalement des forces de pression et de portance) à l'environnement dans lequel ils se déplacent (l'eau), en utilisant la faible compressibilité de ce liquide [SFAKIOTAKIS 99]. L'amplitude des mouvements diffère selon les espèces de poissons (voir Fig. 3-6). Deux mouvements sont utilisés par les poissons pour avancer : la nage périodique (pour parcourir des longues distances) et les mouvements transitoires (pour les manœuvres et pour tourner). Ces mouvements peuvent autant impliquer la flexion du corps et de la queue (en anglais : « body caudal fin movements » - BCF), que des mouvements des nageoires latérales pour la stabilisation (en anglais : « median and paired fin movements » - MPF).

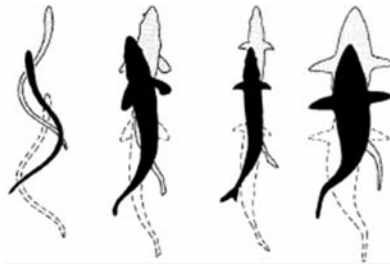
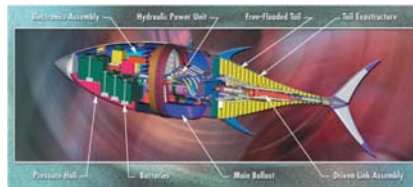


Fig. 3-6 : Mode de locomotion des poissons

Des systèmes robotiques [TRIANTAFYLLOU 95], [KANG 00] et [SULEMAN 08] ont été conçus pour reproduire principalement les mouvements de la queue du thon (voir Fig. 3-7) en utilisant des structures sérielles composées de liaisons pivots actionnées par des moteurs [TRIANTAFYLLOU 95], des dispositifs hydroliques [KANG 00] ou des alliages à mémoire de formes [SULEMAN 08].



RoboTuna [TRIANTAFYLLOU 95]



Robot tuna du laboratoire Draper [KANG 00]



Bluefin tuna robot de l'Université de Victoria [SULEMAN 08]

Fig. 3-7 : Exemples de robots-poissons

3.2.1.3. Rappel sur les robots poly-articulés et les robots continus

Les premières conceptions de robots serpents présentés précédemment utilisent des liaisons conventionnelles de types pivots ou cardans reliées entre elles par des parties rigides. Ces robots peuvent être classés comme des robots « poly-articulés » : ils ont des parties rigides relativement longues au regard des dimensions globales des systèmes et tous les degrés de liberté sont actionnés. Ce type de robot a progressivement évolué vers une nouvelle tendance : « les robots continus », comme par exemple le robot serpent GMD Snake, prototype 1 et 2 [PAAP 96]. Les conceptions de robots « continus » recherchent de plus en plus de degrés de liberté pour une haute mobilité et agilité. Leur principale caractéristique qui les différencie des robots « poly-articulés », réside dans le fait que la mobilité est distribuée tout le long du corps du robot par une flexion répartie. En résumé, les robots continus ont un certain nombre de liaisons passives en plus de leurs liaisons actionnées.

3.2.1.4. Vers de terre et chenilles

Les chenilles et les vers de terre utilisent tous les deux la propagation d'ondulations le long de leur corps, mais selon des sens différents (voir Tab. 3-1). Les chenilles utilisent des ondulations « progressives » (de l'arrière vers l'avant du corps) en déformant leur corps. Les vers de terre utilisent des ondulations

« dégressives » (de l'avant vers l'arrière) en rétractant et compressant leur corps (réduction de diamètre) illustré dans la Fig. 3-8.

Vers de terre

Les vers de terre changent le diamètre de leur corps pour s'allonger ou se rétracter (ratio faible entre le diamètre et la longueur d'élongation) suivant des contractions péristaltiques de leurs muscles circulaires [GRAY 38]. La Fig. 3-8 illustre l'actionnement péristaltique des différentes parties du corps du ver de terre.

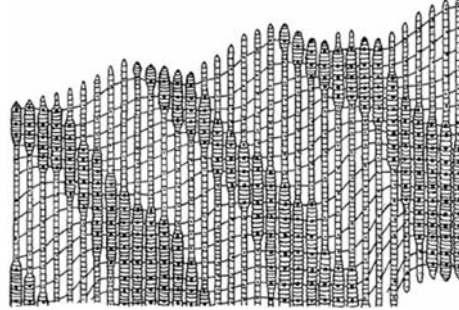
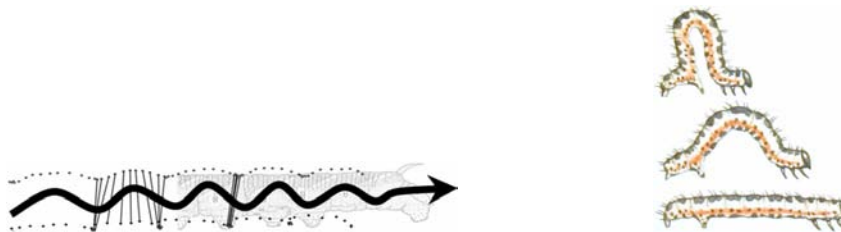


Fig. 3-8 : Progression des contractions lors de l'avancement d'un ver de terre (dans l'ordre chronologique, de la gauche vers la droite) [GRAY 38]

Le mode de locomotion des vers de terre a « bio-inspiré » la conception et l'actionnement de plusieurs robots ([SLATKIN 95], [MANGAN 02], [NG 00] et [MENCIASSI 02]) pour des tâches médicales et particulièrement de coloscopie. Le contexte particulier de cette pratique chirurgicale présente des caractéristiques adaptables du mode de locomotion des vers de terre : les systèmes doivent avancer longitudinalement dans une cavité cylindrique (le côlon), ils utilisent l'extension des modules et l'adhérence aux parois du côlon par différentes solutions. Les prototypes de CALTECH, de l'Université de Cleveland, et de l'EndoCrawler utilisent le gonflage de modules ou de parties de modules pour adhérer ou s'appuyer sur les parois du côlon alors que le système EMiL utilise un pincage des parois du côlon pour s'accrocher. L'élongation est produite par le gonflage pneumatique d'autres parties des systèmes (des modules d'élongation). Pour chaque système, des solutions sont proposées pour définir des ordres spécifiques d'actionnement des modules suivant des phases cycliques (péristaltiques), alternant élongation et adhérence pour permettre la locomotion. Ces algorithmes de locomotion prennent en compte l'extension longitudinale (déplacements unidimensionnels) mais pas l'orientation (déplacements en trois dimensions).

Chenilles

Les chenilles ont des corps très flexibles et comparables à des ressorts. Elles peuvent grimper suivant n'importe quelle direction en contrôlant la flexion et l'orientation. Leur corps présente un plus grand ratio diamètre / longueur d'élongation que celui des vers de terre, comme cela est présenté dans [TRIMMER 07] pour l'étude des larves Manduca (voir Fig. 3-9). Ces chenilles se déplacent en ondulant leur corps de l'arrière vers l'avant. D'autres chenilles se déplacent de manière différente en courbant leur corps, suivant la forme d'une « boucle », réduisant fortement la longueur entre leur tête et l'arrière du corps (voir Fig. 3-9).



Locomotion des Larves Manduca [TRIMMER 07]

Locomotion des chenilles « en boucle »

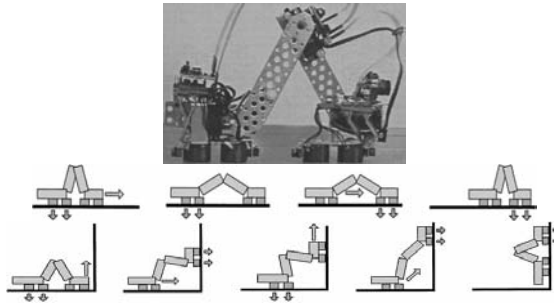
Fig. 3-9 : Différents modes de locomotion de chenilles

Des systèmes basés sur des concepts de « chenilles » illustrent chacune des deux méthodes de locomotion (voir Fig. 3-10). Le prototype du ChemBots [TRIMMER 06] de la « Defense Advanced Research Projects Agency » (DARPA) est actionné par des alliages à mémoire de formes (AMF) et possède un corps très flexible et mou. L'HeartLander décrit dans [PATRONIK 05] est utilisé pour des applications en chirurgie cardiaque. Il est aussi actionné par des AMF et peut se courber en trois dimensions. Il possède des ventouses pour adhérer aux parois du cœur. Enfin, l'« Inchworm Robot » a une structure composée de pièces

rigides connectées par des liaisons pivots et se déplace selon le mode de locomotion des chenilles « en boucle » en pouvant grimper des murs inclinés verticalement [KOTAY 00].



Prototype du ChemBots [TRIMMER 06]



The Inchworm Robot [KOTAY 00]



HeartLander [PATRONIK 05]

Fig. 3-10 : Exemples de robots chenilles

3.2.1.5. Trompes d'éléphant

Dans le but de concevoir des robots continus, d'autres concepts bio-inspirés sont basés sur la « trompe d'éléphant ». Ce membre animal n'est pas utilisé pour la locomotion mais fait preuve d'une importante mobilité en pouvant adopter des courbes et des formes complexes (voir Fig. 3-11), ce qui est particulièrement intéressant pour l'étude menée. Ce membre est principalement utilisé par l'éléphant pour des tâches de préhension. Il est très flexible mais, par contre, il n'a pas une extensibilité très importante.



Fig. 3-11 : Flexions d'une trompe d'éléphant

Différents systèmes ont été conçus sur un concept en « trompe d'éléphant », comme l'« Elephant Trunk Manipulator » [HANNAN 03], l'Air-Octor [MCMAHAN 05] et l'OctArm [MCMAHAN 06] de l'Université de Clemson, déjà présentés précédemment et qui sont utilisés pour des tâches de préhension. D'autres exemples de robots comme les prototypes de l'Endo-Periscope [BREEDVELD 05], la tête orientable du troisième prototype de l'EMiL [KIM 06], l'EDORA [THOMANN 03b] ou encore le COLOBOT [CHEN 05] sont utilisés pour des tâches médicales ou chirurgicales, en profitant des capacités intéressantes des concepts en trompe d'éléphant qui offrent une importante mobilité pour des manipulations ou des mouvements dans un espace restreint, comme par exemple le côlon.

3.2.2. Comparaison des locomotions dites « sans patte » et synthèse

Le tableau Tab. 3-2 résume, pour les systèmes existants qui utilisent des modes bio-inspirés de locomotion « sans patte », les mouvements possibles (extension ou flexion) ainsi que leurs capacités à les contrôler ou non. Dans le tableau, « ++ » signifie que l'aspect considéré est complètement réalisable par les systèmes, « -- » signifie que l'aspect considéré n'est pas possible ou autorisé par les systèmes. Les notations intermédiaires (« + » ou « - ») signifient que les systèmes permettent partiellement de répondre à l'aspect considéré.

Systèmes bio-inspirés des animaux :	Aspects du mouvement			
	Flexion	Extension	Contrôle de l'élongation	Contrôle de l'orientation
Serpents	++	--	--	++
Poissons	++	--	--	++
Chenilles	++	+	+	++
Vers de terre	++	++	++	-
Trompes d'éléphant	++	+	+	++

Tab. 3-2 : Mouvements permis par les différents types de systèmes bio-inspirés de modes de locomotion « sans patte »

À retenir

L'étude comparative précédente démontre qu'une combinaison des concepts de « vers de terre » et de « trompes d'éléphant » permet de répondre à l'ensemble des critères recherchés pour la définition des mouvements de notre robot de déploiement.

Dans la suite, nous allons présenter la stratégie de déploiement définie pour notre robot de neurochirurgie. Le système doit suivre une trajectoire pour accéder à des tumeurs. La stratégie développée va donc coupler des mouvements similaires à ceux des vers de terre (extension longitudinale) et des mouvements en flexion contrôlée en trois dimensions comme ceux des trompes d'éléphant. Nous définissons un ordre spécifique d'actionnement des modules par une méthode novatrice structurée autour d'une « Matrice Stratégie », qui la diffère d'autres études proposées [SLATKIN 95] ou [KIM 06].

3.3. Formalisation générique de la tâche robotique de déploiement

Avant de pouvoir élaborer la stratégie de déploiement, il faut définir de manière générique le contexte de la tâche de déploiement en proposant des notations génériques et adaptables au nombre de modules variables du robot, au nombre de segments ou arcs des trajectoires à suivre.

3.3.1. Définition générique : déploiement le long d'une trajectoire courbe

La tâche de déploiement peut se définir de manière générique par le respect des contraintes suivantes :

- a) suivi des trajectoires en trois dimensions, composées de N arcs. Les différents arcs de la trajectoire sont numérotés de A_1 , pour le premier arc, à A_N , pour le dernier arc, comme illustré dans la Fig. 3-12 ;
- b) départ d'un point fixe au début de la trajectoire pour accéder à une cible à l'autre extrémité ;
- c) progression dans un espace limitant de section circulaire autour de la trajectoire ;
- d) pas de possibilité de sortir de cet espace (le système doit déployer sa structure en longueur le long de la trajectoire) ;
- e) pas de surface d'appui pour la progression dans l'environnement et aucune possibilité de s'accrocher ou de pincer des parties environnantes (comme le font les systèmes de coloscopie) : le système doit contrôler son orientation pendant son mouvement de déploiement ;
- f) totale immersion dans la matière.

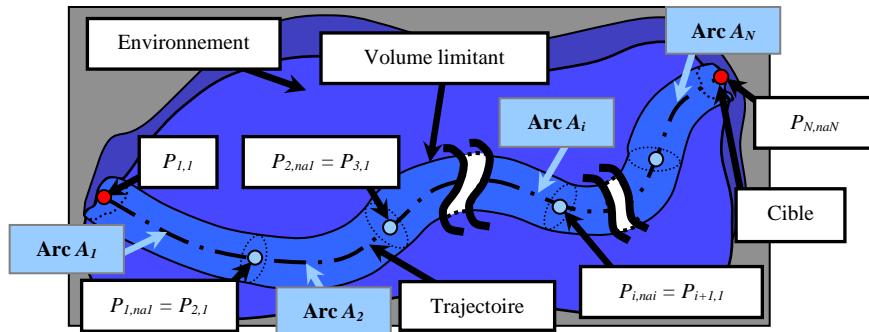


Fig. 3-12 : Définition générique de la tâche robotique de déploiement

Les différents points ci-dessus sont illustrés dans la Fig. 3-12. « nai » représente le nombre de points de l'arc discrétisé A_i (exemple $na3$ est le nombre de points de l'arc A_3). Les points de la trajectoire sont annotés par $P_{i,j}$: « i » est le numéro de l'arc A_i et « j » est le numéro du point dans la liste de points de l'arc A_i . Par exemple : $P_{1,1}$ est le premier point de l'arc A_1 , $P_{1,3}$ est le troisième point de l'arc A_1 , $P_{1,na1}$ est le dernier point de l'arc A_1 , $P_{N,naN}$ est le dernier point du dernier arc A_N .

Remarque : Le dernier point P_{i,na_i} de l'arc A_i est aussi le premier point $P_{i+1,1}$ de l'arc A_{i+1} : $P_{i,na_i} = P_{i+1,1}$

La discrétisation des arcs peut être effectuée :

- soit en définissant un nombre de points par arc et en les répartissant à égale distance ;
- soit en définissant un intervalle de distance entre chaque point de la trajectoire.

Pour les simulations qui suivent, nous choisirons la deuxième méthode avec des intervalles de distance inférieure à 1 mm entre chaque point (cette valeur étant un bon compromis entre l'échelle de l'application et les longueurs des trajectoires).

3.3.2. Définition générique : paramétrage des extrémités des modules

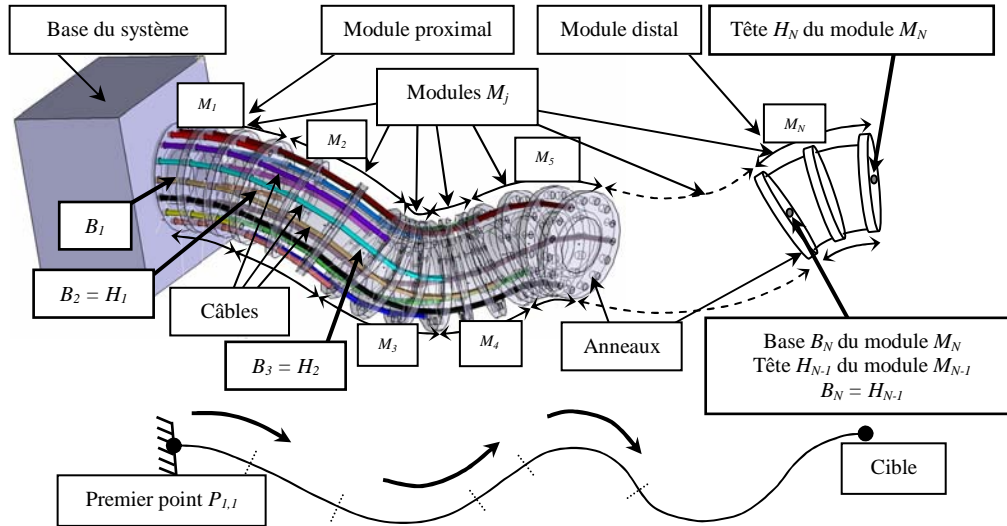


Fig. 3-13 : Système générique à N modules

Le robot de déploiement est basé sur un concept en trompe d'éléphant, composé de plusieurs modules numéroté M_j qui comportent les caractéristiques suivantes : une forme cylindrique, trois câbles d'actionnement disposé à 120° les uns des autres, des anneaux de guidage des câbles pour éviter qu'ils ne touchent la structure centrale, trois degrés de liberté (2 flexions et une translation en extension) [ALRIC 08b].

Certaines notations génériques doivent être fixées sur le robot et ses modules pour aider à la définition de la stratégie de déploiement :

- « LCR » : représente la « longueur complètement rétractée » du module ;
- « LCE » : représente la « longueur complètement étendue » du module ;
- pour chaque module M_j , « B_j » représente le point situé au centre de l'anneau de base du module et « H_j » représente le point situé au centre de l'anneau en tête du module M_j . De plus : $B_j = H_{j-1}$.

Ces différents paramètres génériques des modules du robot de déploiement sont représentés dans la Fig. 3-13.

3.3.3. Définition générique : contrôle du déploiement (extension ou rétraction) d'un module M_j le long d'un arc A_i

Le modèle géométrique inverse défini dans le chapitre 2 (équation (2-15)) est utilisé pour le contrôle de l'extension ou de la rétraction d'un module. En observant les relations du modèle inverse d'un module présentées dans l'équation (2-14), nous pouvons remarquer que les expressions des paramètres de courbure ne dépendent que de termes de la première et de la quatrième colonne de l'opérateur homogène du module M_j noté $A_{M_j, \text{Syst. Dépl.}}$ et présenté dans l'équation (2-13).

La première colonne de $A_{M_j, \text{Syst. Dépl.}}$ correspond à la position de l'extrémité H_j du module M_j et la quatrième colonne correspond à l'orientation du vecteur $Z_{5,j}$ normal à la surface extrémité du module M_j (voir Fig. 2-17).

Donc, en considérant un arc A_i de la trajectoire, suivi par un module M_j , schématiquement illustré dans la Fig. 3-14, le procédé de suivi de cet arc est le suivant :

1. discrétiser l'arc A_i en différents points $P_{i,k}$;

2. enregistrer, pour chaque point $P_{i,k}$ de l'arc A_i , les coordonnées du point et calculer le vecteur $Zp_{i,k}$ tangent à l'arc au point $P_{i,k}$. $Zp_{i,k}$ correspond aussi à l'orientation que doit avoir le module M_j à la position $P_{i,k}$. Donc à chaque étape de l'extension ou de la rétraction (pour chaque point $P_{i,k}$ à suivre), le module M_j doit adopter l'orientation définie par $Z_{5,j} = Zp_{i,k}$ et positionner son extrémité H_j à la position $P_{i,k}$ tel que $H_j = P_{i,k}$;
3. déduire, comme expliqué précédemment, les termes des première et quatrième colonnes de l'opérateur homogène $A_{M_j, \text{Syst. Dépl.}}$, à partir des coordonnées du point $P_{i,k}$ et de l'expression de $Zp_{i,k}$;
4. résoudre finalement le modèle inverse pour calculer les longueurs des câbles et obtenir la pose du module M_j .

Ce procédé peut être adopté aussi bien pour l'extension d'un module que pour sa rétraction.

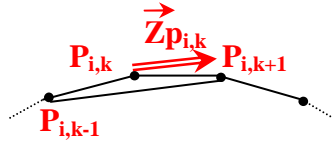


Fig. 3-14 : Arc de trajectoire à suivre par un module du système de déploiement

3.4. Elaboration de la stratégie de déploiement

Dans cette partie, une stratégie optimale de déploiement du robot est définie dans le but de faire suivre des trajectoires courbes composées d'arcs, comme décrit dans la définition générique de la tâche. Dans une première sous partie, avant d'arriver à une version optimale de la stratégie de déploiement, deux autres stratégies sont présentées, n'utilisant que l'extension des modules (sans rétraction). Ces deux stratégies préliminaires, même si elles ne sont pas adaptées, permettent tout de même de relever un certain nombre d'observations et de contraintes à prendre en compte pour la version optimisée finale. Celle-ci est complètement détaillée dans une seconde sous partie. Nous allons démontrer qu'aucune stratégie de déploiement ne peut être acceptable sans impliquer un mode de propagation par elongations péristaltiques utilisant à la fois l'extension et la rétraction des modules.

3.4.1. Stratégie utilisant seulement l'extension des modules

3.4.1.1. Première stratégie envisagée

❖ Description

La première stratégie la plus intuitive considère comme point de départ un état où tous les modules sont rétractés. Ensuite, chacun des modules est déployé, un par un, en partant du module M_1 jusqu'au module distal M_N , de telle manière que chaque module M_j adopte la forme de l'arc A_i . En conséquence, l'indice « i » de numérotation des arcs et l'indice « j » de numérotation des modules sont égaux : « $i = j$ ». Une illustration de cette stratégie, avec un exemple d'un système composé de 5 modules, est présentée dans la Fig. 3-15.

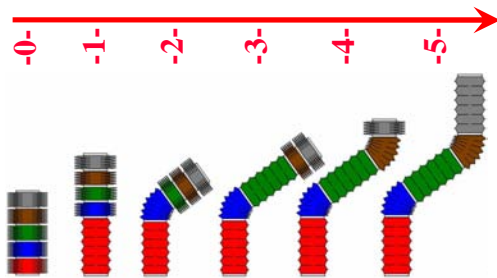


Fig. 3-15 : Illustration de la première stratégie

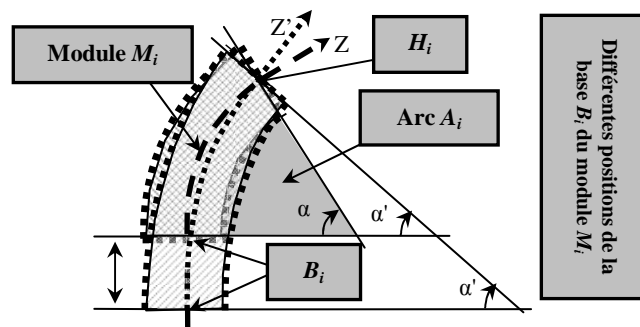


Fig. 3-16 : Positionnement de la base d'un module

❖ Observations

1.a. Pour adopter la forme correcte d'un arc A_i , à la fin de son déploiement, un module M_i doit avoir sa base B_i positionnée sur le premier point $P_{i,1}$ de l'arc A_i , comme cela est illustré dans la Fig. 3-16. Si ce n'est

pas le cas, le module M_i n'est pas capable d'avoir le même rayon de courbure et le même angle d'inclinaison que l'arc A_i . Dans ce cas, la tête H_i du module M_i n'est pas correctement orientée (le vecteur normal à la surface distale du module n'est pas tangent à la trajectoire, voir la différence d'orientation des vecteurs Z et Z' dans la Fig. 3-16).

En conséquence, le premier module M_1 doit avoir sa base B_1 sur le premier point $P_{1,1}$ de la trajectoire avant de commencer son déploiement le long de l'arc A_1 . Ensuite, concernant les autres modules, cette condition doit toujours être respectée, de telle manière à ce que chaque module M_i soit complètement déployé le long de l'arc A_i . Chaque tête H_i d'un module déployé M_i (qui correspond aussi à la base B_{i+1} du module suivant M_{i+1}) est alors positionnée sur le dernier point $P_{i,naï}$ de l'arc A_i (qui est aussi le premier point $P_{j+1,1}$ de l'arc suivant A_{i+1}) avec une orientation correcte.

❖ Limitations

1.b. Même si le point 1.a. est pris en compte, cette première stratégie n'est pas acceptable. En effet, l'ensemble formé par les modules rétractés $\{M_j\}$, situés du côté distal des modules $\{M_j\}_{(j < i)}$ qui sont en déploiement, peut représenter un segment droit d'une longueur non négligeable, qui augmente avec le nombre de modules. En observant le déroulement de cette stratégie, cet ensemble de modules rétractés va balayer un espace trop important quand les premiers modules vont se déployer, ce qui est contraire à la définition de la tâche. Par conséquent, cette première stratégie est écartée car non adaptée.

3.4.1.2. Deuxième stratégie envisagée

❖ Description

En prenant en compte la limitation précédente 1.b. (pour éviter de balayer un volume avec les modules rétractés au niveau distal du système), une seconde solution peut être envisagée, qui consiste à déployer les modules dans un ordre inverse à celui de la première stratégie, du module M_N le plus distal au module M_1 le plus proximal.

❖ Limitations

2.a. Quand le module distal M_N est complètement déployé sur l'arc A_1 , le module M_{N-1} commence à se déployer sur l'arc A_1 . Ainsi, le module distal M_N est poussé hors de l'arc A_1 par le module M_{N-1} . Si le système doit suivre la trajectoire, le module distal M_N doit courber une partie de son corps de manière à épouser la courbure de l'arc A_2 , alors qu'une autre partie de ce module (M_N) est toujours sur l'arc A_1 . Donc le module M_N doit courber son corps suivant deux arcs différents en même temps (en ayant sa base B_N sur le premier arc A_1 et sa tête H_N sur le deuxième arc A_2), ce qui est physiquement impossible à réaliser. Cette situation est illustrée dans la Fig. 3-17.

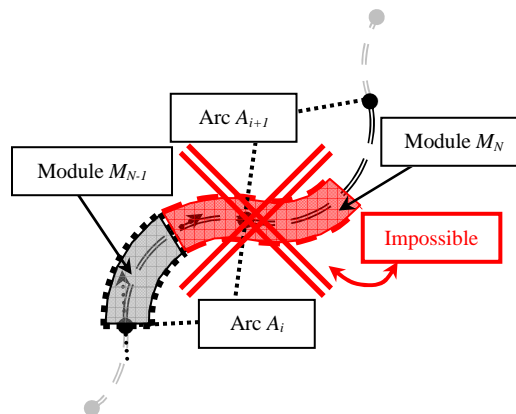


Fig. 3-17 : Illustration de la limitation 2.a. : impossibilité pour un module de se courber suivant deux arcs consécutifs

2.b. A partir des observations précédentes, et en considérant le fait que la structure du système doit respecter une continuité en tangence, seulement deux solutions sont possibles et illustrées dans la Fig. 3-18 :

- solution n°1 : La tête H_N du module distal M_N est considérée comme correctement positionnée et orientée. En conséquence, le vecteur normal à la base B_{N-1} du module M_{N-1} précédent ne peut pas être tangent à la trajectoire. Cette contradiction prouve que cette solution est impossible ;
- solution n°2 : La base B_{N-1} du module M_{N-1} reste bien positionnée et orientée (tangent à la trajectoire au premier point $P_{1,1}$ de l'arc A_1), pendant que la tête H_N du module distal M_N (qui se déploie) atteint les

positions requises des points $P_{i+1,j}$ de l'arc A_{i+1} , mais avec une mauvaise orientation (non tangente à la trajectoire). Ce problème fait que cette deuxième solution n'est pas non plus adaptée.

En conséquence de la limitation 2.b., la seconde stratégie étudiée dans ce paragraphe n'est pas adaptée à la tâche de déploiement.

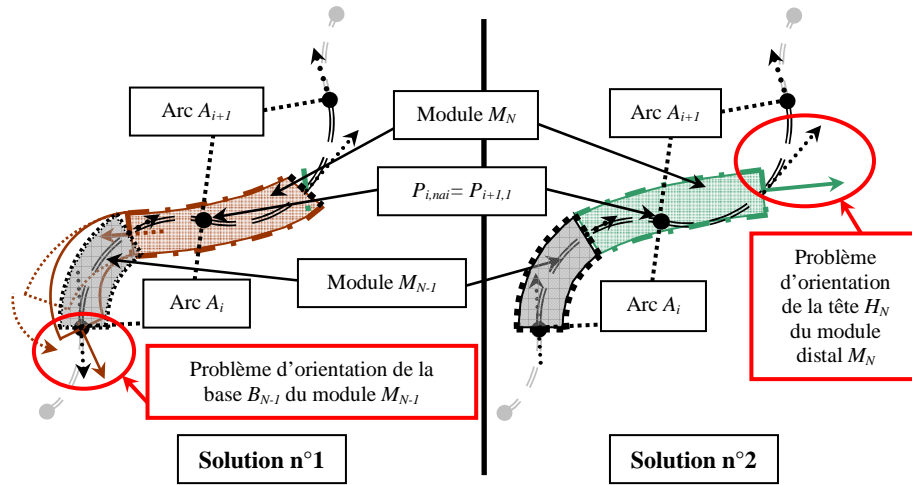


Fig. 3-18 : Illustration de la limitation 2.b. concernant la continuité en tangence du système

❖ Observation

2.c. La solution aux limitations précédentes serait que le module M_j , se retrouvant à l'intersection entre deux arcs A_i et A_{i+1} , réduise sa longueur à zéro, ce qui n'est pas possible physiquement. Un compromis peut cependant être trouvé et consiste à rétracter le module M_j jusqu'à sa « LCR », pendant que le module M_{j-1} se déploie. Ensuite le module M_j peut « passer à travers » le point de connexion (point $P_{i,nai} = P_{i+1,1}$) des deux arcs A_i et A_{i+1} , et se déployer le long de l'arc A_{i+1} . Cette solution demande un déploiement des modules à la fois en extension et en rétraction. Une nouvelle stratégie de déploiement doit donc être définie.

3.4.2. Stratégie optimale couplant l'extension et la rétraction des modules du système de déploiement

3.4.2.1. Conditions à respecter

Afin de contourner les limitations présentées dans la partie précédente, il est nécessaire de respecter les trois conditions suivantes :

Cond.1) Pour adopter correctement la courbure d'un arc A_i , chaque module M_j doit avoir sa base B_j sur le premier point $P_{i,1}$ de l'arc A_i . Ce point $P_{i,1}$ est le point d'inflexion et de « connexion » des deux arcs consécutifs A_{i-1} et A_i . Avant de se déployer, chaque module M_j doit être poussé par le module précédent M_{j-1} de manière à ce que sa base B_j soit sur le premier point $P_{i,1}$ de l'arc courant A_i à suivre. Cette condition résulte de l'observation 1.a. ;

Cond.2) Pour passer un module M_j à travers le point de connexion ($P_{i,nai} = P_{i+1,1}$) de deux arcs A_i et A_{i+1} , un premier mouvement doit être opéré, qui couple l'extension du module M_{j-1} et la rétraction du module M_j . Ensuite, le module M_j peut être poussé sur l'arc A_{i+1} par le fait que le module M_{j-1} se déploie complètement. Quand la base B_j du module M_j est sur le premier point $P_{i+1,1}$ de l'arc A_{i+1} , le module M_j peut se déployer complètement le long de l'arc A_{i+1} . Cette condition résulte des limitations 2.a., 2.b. et 2.c. ;

Cond.3) En conséquence de la condition 2. : si un module M_j , déployé sur un arc A_i est poussé de par sa base B_j par un module M_{j-1} , le module M_j doit rétracter son corps de manière à ce que sa tête H_j ne sorte pas de l'arc A_i .

3.4.2.2. Application de la stratégie pour un système à trois modules

Afin d'expliquer comment peut se dérouler la stratégie optimale de déploiement, un exemple préliminaire utilisant un système composé de trois modules M_1 , M_2 et M_3 est présenté. Le déploiement du système le long de la trajectoire (composée de trois arcs A_1 , A_2 et A_3) est accompli suivant un mode de propagation péristaltique d'élongation. La stratégie optimale est organisée en différentes étapes. Chaque étape de l'algorithme est numérotée par « N_s » et est détaillée par la suite (voir Fig. 3-19) :

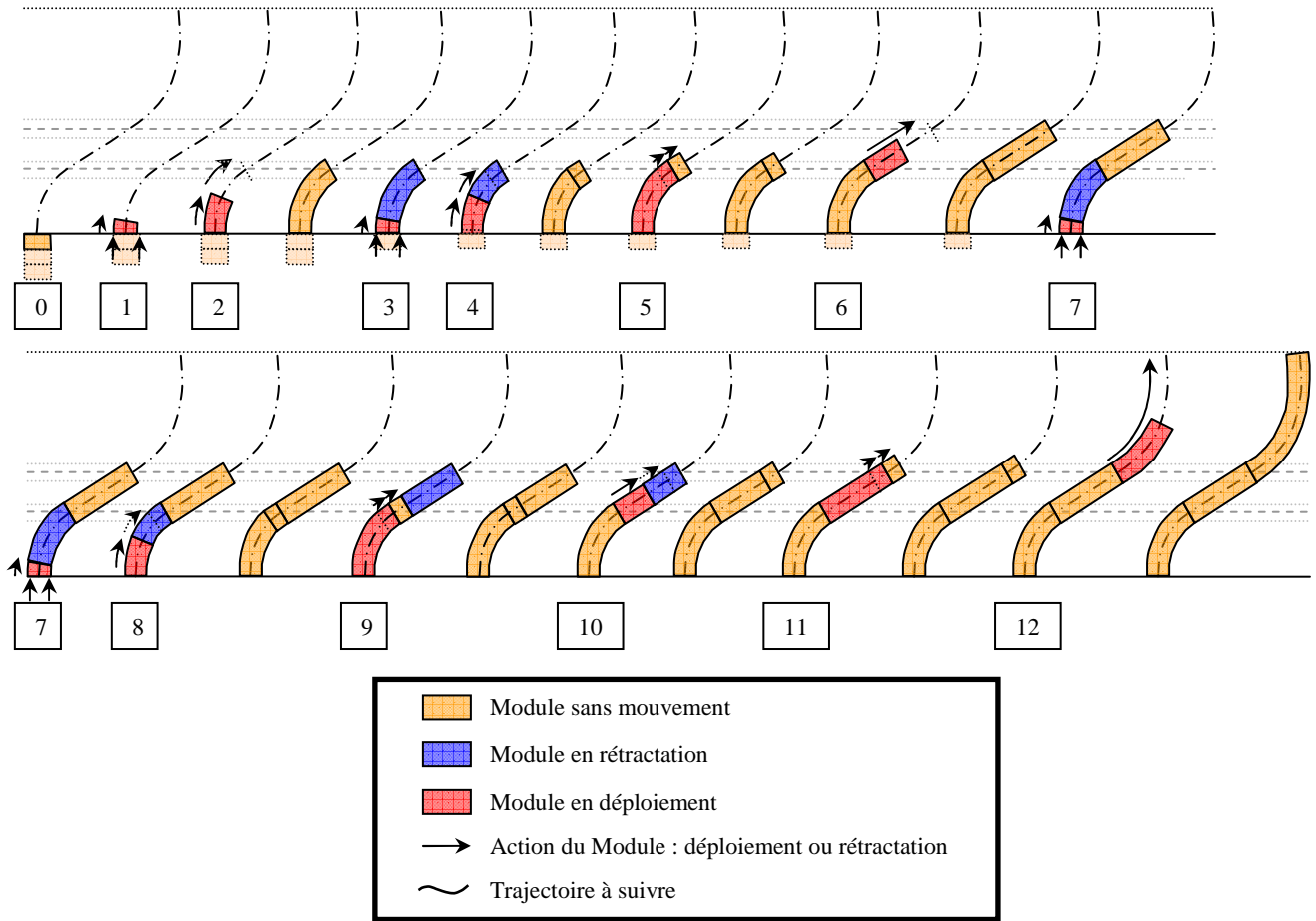


Fig. 3-19 : Illustration de la stratégie optimale de déploiement pour un système composé de 3 modules

Étape (Ns = 0) Situation initiale : tous les modules sont rétractés et la tête H_3 du module distal M_3 est sur le premier point $P_{1,1}$ de la trajectoire ;

Étape (Ns = 1) Le système est poussé à partir de sa base (au niveau de B_1) jusqu'à ce que la base B_3 du module M_3 soit sur le premier point $P_{1,1}$ de la trajectoire (**Cond.1**), et en même temps, le module distal M_3 se courbe, sans s'allonger (le plus rétracté possible), le long du premier arc A_1 ;

Étape (Ns = 2) Le module distal M_3 déploie son corps jusqu'à ce que sa tête H_3 soit sur le dernier point $P_{1,na1}$ du premier arc A_1 ;

Étape (Ns = 3) Le système est poussé à partir de sa base (au niveau de B_1) jusqu'à ce que la base B_2 du module M_2 soit sur le premier point $P_{1,1}$ de la trajectoire (**Cond.1**), et en même temps, le module M_2 se courbe, sans s'allonger, le long du premier arc A_1 , pendant que le module distal M_3 rétracte son corps en maintenant sa tête H_3 sur le dernier point $P_{1,na1}$ de l'arc A_1 (**Cond.3**) ;

Étape (Ns = 4) Le module M_2 déploie son corps le long de l'arc A_1 , et en même temps, le module distal M_3 rétracte son corps en maintenant sa tête H_3 sur le dernier point $P_{1,na1}$ de l'arc A_1 (**Cond.3**). Cette étape prend fin lorsque le module M_3 est complètement rétracté à la fin de l'arc A_1 ;

Étape (Ns = 5) Le module M_2 finit de se déployer le long de l'arc A_1 (jusqu'à ce que la tête H_2 de ce module soit sur le dernier point $P_{1,na1}$ de l'arc A_1), et en même temps, le module distal M_3 se courbe, sans s'allonger, le long de l'arc A_2 (**Cond.2**), poussé par le module M_2 ;

Étape (Ns = 6) Le module distal M_3 déploie son corps jusqu'à ce que sa tête H_3 soit sur le dernier point $P_{2,na2}$ de l'arc A_2 ;

Étape (Ns = 7) Le système est poussé à partir de sa base (au niveau de B_1) jusqu'à ce que la base B_1 du module M_1 soit sur le premier point $P_{1,1}$ de la trajectoire (**Cond.1**), et en même temps, le module M_1 se courbe, sans s'allonger, le long du premier arc A_1 , pendant que le module distal M_2 rétracte son corps en maintenant sa tête H_2 sur le dernier point $P_{1,na1}$ de l'arc A_1 (**Cond.3**) (Remarque : le module distal M_3 reste en position, complètement déployé sur l'arc A_2) ;

Étape (Ns = 8) Le module M_1 déploie son corps le long de l'arc A_1 , et en même temps, le module M_2 rétracte son corps en maintenant sa tête H_2 sur le dernier point $P_{1,na1}$ de l'arc A_1 (**Cond.3**). Cette étape prend fin lorsque le module M_2 est complètement rétracté à la fin de l'arc A_1 ;

Étape (Ns = 9) Le module M_1 finit de se déployer le long de l'arc A_1 (jusqu'à ce que la tête H_1 de ce module soit sur le dernier point $P_{1,na1}$ de l'arc A_1), pendant que le module M_2 se courbe, sans s'allonger, le long de l'arc A_2 (**Cond.2**), et en même temps, le module M_3 doit rétracter son corps (en maintenant sa tête H_3 sur le dernier point $P_{2,na2}$ de l'arc A_2) pour permettre au module M_2 d'entrer sur l'arc A_2 ;

Étape (Ns = 10) Le module M_2 déploie son corps le long de l'arc A_2 , et en même temps, le module distal M_3 rétracte son corps en maintenant sa tête H_3 sur le dernier point $P_{2,na2}$ de l'arc A_2 (**Cond.3**). Cette étape prend fin lorsque le module M_3 est complètement rétracté à la fin de l'arc A_2 ;

Étape (Ns = 11) Le module M_2 finit de se déployer le long de l'arc A_2 (jusqu'à ce que la tête H_2 de ce module soit sur le dernier point $P_{2,na2}$ de l'arc A_2), et en même temps, le module distal M_3 se courbe, sans s'allonger, le long de l'arc A_3 (**Cond.2**) ;

Étape (Ns = 12) Le module distal M_3 déploie son corps jusqu'à ce sa tête H_3 soit sur le dernier point $P_{3,na3}$ de l'arc A_3 .

Le séquençage précédent peut être résumé par le Tab. 3-3.

Ns	Module(s)	Arc(s)	Actions simultanées pour chaque étape
0	M_1, M_2, M_3	-	(Tous les modules sont rétractés) et ($H_3 \equiv P_{1,1}$)
1	M_1, M_2, M_3	-	B_1 est poussée en direction de l'entrée de la trajectoire jusqu'à ce que la condition suivante soit remplie :
	M_3	A_1	($B_3 \equiv P_{1,1}$) et (Flexion de M_3 suivant A_1)
2	M_3	A_1	Déploiement jusqu'à ce que ($H_3 \equiv P_{1,na1}$)
3	M_1, M_2, M_3	-	B_1 est poussée en direction de l'entrée de la trajectoire jusqu'à ce que la condition suivante soit remplie :
	M_2	A_1	($B_2 \equiv P_{1,1}$) et (Flexion de M_2 suivant A_1)
	M_3	A_1	(Petite rétraction) et ($H_3 \equiv P_{1,na1}$)
4	M_2	A_1	Déploiement
	M_3	A_1	(Rétraction complète) et ($H_3 \equiv P_{1,na1}$)
5	M_2	A_1	Déploiement jusqu'à ce que ($H_2 \equiv P_{1,na1}$)
	M_3	A_2	Flexion de M_3 suivant A_2
6	M_3	A_2	Déploiement jusqu'à ce que ($H_3 \equiv P_{2,na2}$)
7	M_1, M_2, M_3	-	B_1 est poussée en direction de l'entrée de la trajectoire jusqu'à ce que la condition suivante soit remplie :
	M_1	A_1	($B_1 \equiv P_{1,1}$) et (Flexion de M_1 suivant A_1)
	M_2	A_1	(Petite rétraction) et ($H_2 \equiv P_{1,na1}$)
8	M_1	A_1	Déploiement
	M_2	A_1	(Rétraction complète) et ($H_2 \equiv P_{1,na1}$)
9	M_1	A_1	Déploiement jusqu'à ce que ($H_1 \equiv P_{1,na1}$)
	M_2	A_2	Flexion de M_2 suivant A_2
	M_3	A_2	(Petite rétraction) et ($H_3 \equiv P_{2,na2}$)
10	M_2	A_2	Déploiement
	M_3	A_2	(Rétraction complète) et ($H_3 \equiv P_{2,na2}$)
11	M_2	A_2	Déploiement jusqu'à ce que ($H_2 \equiv P_{2,na2}$)
	M_3	A_3	Flexion de M_3 suivant A_3
12	M_3	A_3	Déploiement jusqu'à ce que ($H_3 \equiv P_{3,na3}$)

Remarque : « $X \equiv Y$ » signifie que les deux points X et Y sont confondus (que leurs coordonnées sont égales)

Tab. 3-3 : Récapitulatif des actions des modules pour chaque étape de la stratégie optimale dans le cas d'un système à 3 modules

❖ Hypothèses additionnelles concernant le système et les trajectoires

En analysant les différentes étapes de l'exemple traité précédemment, d'autres conditions à respecter doivent être établies :

Cond.4) La trajectoire doit avoir un nombre d'arcs identiques à celui du nombre de modules du système ;

Cond.5) Chaque module doit avoir sa « LCE » (longueur complètement déployée) au moins aussi longue que la longueur de l'arc le plus long de la trajectoire ;

Cond.6) Chaque somme des « LCR » (longueur complètement rétractée) de deux modules adjacents doit être plus petite que la longueur du plus petit arc de la trajectoire.

3.4.2.3. Formalisation mathématique des principes élémentaires de mouvements de la stratégie de déploiement appliquée au cas d'un système à trois modules

Le déroulement des étapes de la stratégie de déploiement présentée précédemment, appliquée à un système composé de trois modules, peut être formalisé mathématiquement en définissant des relations entre les paramètres des modules du système et les paramètres des arcs de la trajectoire.

Ce formalisme est présenté dans le Tab. 3-4 et se base sur la définition de variables et de paramètres listés dans la légende ci-dessous, dans le but d'enlever les ambiguïtés d'interprétation.

Légende du Tab. 3-4
<p>« S_j » : représente la longueur de la fibre centrale du module M_j</p> <p>« R_j » : représente le rayon de courbure du module M_j</p> <p>« Ra_i » : représente le rayon de courbure de l'arc A_i</p> <p>« α_j » : représente l'angle d'inclinaison du module M_j</p> <p>« aa_i » : représente le débattement angulaire de l'arc A_i</p> <p>« φ_j » : représente l'angle d'orientation du plan de courbure du module M_j par rapport au plan de courbure du module précédent</p> <p>« φa_i » : représente l'angle d'orientation du plan de courbure de l'arc A_i par rapport au plan de courbure de l'arc précédent</p> <p>« LCR_j » : représente la « longueur complètement rétractée » du module M_j</p> <p>« $L_{x,j}$ » : représente la longueur du câble n°x du module M_j</p> <p>« na_i » : représente le nombre de points de discrétisation de l'arc A_i</p> <p>« $X \equiv Y$ » : signifie que les deux points X et Y sont confondus (que leurs coordonnées sont égales)</p> <p>Pour chaque module M_j, « B_j » représente le point situé au centre de l'anneau de base du module et « H_j » représente le point situé au centre de l'anneau en tête du module M_j. De plus : $B_j \equiv H_{j-1}$</p> <p>« $Z_k(X)$ » : représente la suite des altitudes du point X par rapport au premier point de la trajectoire ($P_{1,1}$) suivant l'axe perpendiculaire au plan de base du système de déploiement, au cours de l'avance de la base du système. « k » est l'indice qui rend compte de la succession des mouvements élémentaires</p> <p>« $n_{av,j}$ » : représente le nombre de pas de discrétisation de l'avance de la base du système de déploiement lors d'une phase d'entrée d'un module M_j le long du premier arc de la trajectoire (A_1). Ce nombre est dépendant de LCR_j et peut donc être différent pour chaque module M_j considéré.</p> <p>« $n_{int,i}$ » : représente le numéro d'un point intermédiaire de l'arc A_i lors d'une phase d'extension d'un module M_j accompagnée d'une rétractation du module M_{j+1}. Sa valeur est fluctuante et déterminée par les différentes conditions de la formule où le paramètre apparaît.</p>

Ns	Formalisme mathématique du principe du mouvement
0	$\{\forall j \in [1,3], S_j = LCR_j\} \& \{H_3 \equiv P_{1,1}\}$
1	Pour $k = 0, \dots, n_{av,1}$: $\left\{ \begin{aligned} & \{Z_k(B_1) = Z_1(B_1) + k \times LCR_3 / n_{av,1}\} \& \\ & \{\exists j \in [1, na_1], \{H_3 \equiv P_{1,j}\} \& \{\varphi_3 = \varphi_{a1}\} \& \{\exists x \in [1,3], L_{x,3} = LCR_3\} \} \end{aligned} \right\}$
2	Notons $P_{1,j}$ ($j \in [1, na_1]$) le point de l'arc A_1 tel que $\{H_3 \equiv P_{1,j} (j \in [1, na_1])\}$ Pour $k = j, \dots, na_1$: $\{H_3 \equiv P_{1,k}\} \& \{B_3 \equiv P_{1,1}\} \& \{R_3 = Ra_1\} \& \{\varphi_3 = \varphi_{a1}\}$
3	Pour $k = 0, \dots, n_{av,2}$: $\left\{ \begin{aligned} & \{Z_k(B_2) = Z_1(B_2) + k \times LCR_2 / n_{av,2}\} \& \\ & \{\exists j \in [1, na_1], \{H_2 \equiv P_{1,j}\} \& \{\varphi_2 = \varphi_{a1}\} \& \{\exists x \in [1,3], L_{x,2} = LCR_2\} \} \} \& \\ & \{H_3 \equiv P_{1,na_1}\} \& \{R_3 = Ra_1\} \& \{\varphi_3 = \varphi_{a1}\} \end{aligned} \right\}$
4	Notons $P_{1,j}$ ($j \in [1, na_1]$) le point de l'arc A_1 tel que $\{H_2 \equiv P_{1,j} (j \in [1, na_1])\}$ Pour $k = j, \dots, n_{int,1}$: $\left\{ \begin{aligned} & \{H_2 \equiv P_{1,k}\} \& \{B_2 \equiv P_{1,1}\} \& \{R_2 = Ra_1\} \& \{\varphi_2 = \varphi_{a1}\} \& \\ & n_{int,1} \leq na_1 : \{H_3 \equiv P_{1,na_1}\} \& \{R_3 = Ra_1\} \& \{\varphi_3 = \varphi_{a1}\} \& \{S_3 \geq LCR_3\} \end{aligned} \right\}$
5	Notons $P_{1,n_{int,1}}$ ($n_{int,1} \in [1, na_1]$) le point de l'arc A_1 tel que $H_2 \equiv P_{1,n_{int,1}}$ Pour $k = n_{int,1}, \dots, na_1$: $\left\{ \begin{aligned} & \{H_2 \equiv P_{1,k}\} \& \{B_2 \equiv P_{1,1}\} \& \{R_2 = Ra_1\} \& \{\varphi_2 = \varphi_{a1}\} \& \\ & \{\exists j \in [1, na_2], \{H_3 \equiv P_{2,j}\} \& \{\exists x \in [1,3], L_{x,3} = LCR_3\} \} \end{aligned} \right\}$
6	Notons $P_{2,j}$ ($j \in [1, na_2]$) le point de l'arc A_2 tel que $\{H_3 \equiv P_{2,j} (j \in [1, na_2])\}$ Pour $k = j, \dots, na_2$: $\{H_3 \equiv P_{2,k}\} \& \{B_3 \equiv P_{2,1}\} \& \{R_3 = Ra_2\} \& \{\varphi_3 = \varphi_{a2}\}$
7	Pour $k = 1, \dots, n_{av,3}$: $\left\{ \begin{aligned} & \{Z_k(B_1) = Z_1(B_1) + k \times LCR_1 / n_{av,3}\} \& \\ & \left\{ \begin{aligned} & \{\exists j \in [1, na_1], \{H_1 \equiv P_{1,j}\} \& \{\varphi_1 = \varphi_{a1}\} \& \} \right\} \& \left\{ \begin{aligned} & \{H_2 \equiv P_{1,na_1}\} \& \{R_2 = Ra_1\} \& \} \right\} \\ & \{\exists x \in [1,3], L_{x,1} = LCR_1\} \end{aligned} \right\} \end{aligned} \right\}$
8	Notons $P_{1,j}$ ($j \in [1, na_1]$) le point de l'arc A_1 tel que $\{H_1 \equiv P_{1,j} (j \in [1, na_1])\}$ Pour $k = j, \dots, n_{int,1}$: $\left\{ \begin{aligned} & \{H_1 \equiv P_{1,k}\} \& \{B_1 \equiv P_{1,1}\} \& \{R_1 = Ra_1\} \& \{\varphi_1 = \varphi_{a1}\} \& \\ & n_{int,1} \leq na_1 : \{H_2 \equiv P_{1,na_1}\} \& \{R_2 = Ra_1\} \& \{\varphi_2 = \varphi_{a1}\} \& \{S_2 \geq LCR_2\} \end{aligned} \right\}$
9	Notons $P_{1,n_{int,1}}$ ($n_{int,1} \in [1, na_1]$) le point de l'arc A_1 tel que $H_1 \equiv P_{1,n_{int,1}}$ Pour $k = n_{int,1}, \dots, na_1$: $\left\{ \begin{aligned} & \{H_1 \equiv P_{1,k}\} \& \{B_1 \equiv P_{1,1}\} \& \{R_1 = Ra_1\} \& \{\varphi_1 = \varphi_{a1}\} \& \\ & \{\exists j \in [1, na_2], \{H_2 \equiv P_{2,j}\} \& \{\exists x \in [1,3], L_{x,2} = LCR_2\} \} \& \\ & \{H_3 \equiv P_{2,na_2}\} \& \{R_3 = Ra_2\} \& \{\varphi_3 = \varphi_{a2}\} \end{aligned} \right\}$
10	Notons $P_{2,j}$ ($j \in [1, na_2]$) le point de l'arc A_2 tel que $\{H_2 \equiv P_{2,j} (j \in [1, na_2])\}$ Pour $k = j, \dots, n_{int,2}$: $\left\{ \begin{aligned} & \{H_2 \equiv P_{2,k}\} \& \{B_2 \equiv P_{2,1}\} \& \{R_2 = Ra_2\} \& \{\varphi_2 = \varphi_{a2}\} \& \\ & n_{int,2} \leq na_2 : \{H_3 \equiv P_{2,na_2}\} \& \{R_3 = Ra_2\} \& \{\varphi_3 = \varphi_{a2}\} \& \{S_3 \geq LCR_3\} \end{aligned} \right\}$
11	Notons $P_{2,n_{int,2}}$ ($n_{int,2} \in [1, na_2]$) le point de l'arc A_2 tel que $H_2 \equiv P_{2,n_{int,2}}$ Pour $k = n_{int,2}, \dots, na_2$: $\left\{ \begin{aligned} & \{H_2 \equiv P_{2,k}\} \& \{B_2 \equiv P_{2,1}\} \& \{R_2 = Ra_2\} \& \{\varphi_2 = \varphi_{a2}\} \& \\ & \{\exists j \in [1, na_3], \{H_3 \equiv P_{3,j}\} \& \{\exists x \in [1,3], L_{x,3} = LCR_3\} \} \end{aligned} \right\}$
12	Notons $P_{3,j}$ ($j \in [1, na_3]$) le point de l'arc A_3 tel que $\{H_3 \equiv P_{3,j} (j \in [1, na_3])\}$ Pour $k = j, \dots, na_3$: $\{H_3 \equiv P_{3,k}\} \& \{B_3 \equiv P_{3,1}\} \& \{R_3 = Ra_3\} \& \{\varphi_3 = \varphi_{a3}\}$

Tab. 3-4 : Formalisation mathématique des principes élémentaires de mouvements de la stratégie de déploiement appliquée au cas d'un système à trois modules

3.4.2.4. Formalisation de la stratégie : définition de la « Matrice Stratégie » et des « Fonctions Stratégies »

En observant le séquençage des étapes de l'exemple à trois modules, une répétition cyclique d'actions similaires peut être notée. Les actions du même type peuvent être regroupées ensemble pour définir des fonctions appelées « Fonctions Stratégie » (voir Tab. 3-5).

Ainsi, pour le déroulement d'une étape, différentes « Fonctions Stratégie » sont activées, faisant bouger et actionner le système et les modules concernés. Ces « Fonctions Stratégie » sont numérotées sous le nom de « N_f », de $N_f = 1$ à $N_f = 6$.

N_f	Nom de la « Fonction Stratégie »	Description du contexte et des actions des « Fonctions Stratégie »	Dans la « Matrice Stratégie »	
			Module :	Arc :
1	« Avance de la base du système »	Le système est avancé par translation de sa base en direction de l'entrée de la trajectoire. Le déplacement total est égal à la « LCR » du module qui est poussé et engagé sur le premier arc A_1 .	M_j (module qui commence à suivre le premier arc A_1)	A_0 (Il n'y a pas d'arc à suivre)
2	« Courbure d'un module pendant l'avance de la base du système »	Quand un module est avancé sur l'arc A_1 par l'activation des « Fonctions Stratégie » ($N_f = 1$ et 2), il faut courber ce module suivant l'arc A_1 sans le déployer (le plus rétracté possible)	M_j (module qui commence à suivre le premier arc A_1)	A_1 (la « Fonction Stratégie » ($N_f = 2$) est seulement utilisée pour faire suivre l'arc A_1)
3	« Déploiement partiel et rétractation »	Deux modules M_j et M_{j+1} sont sur le même arc A_i . Le module M_j déploie son corps sur l'arc A_i et simultanément, le module M_{j+1} rétracte son corps de telle manière que la base du module M_j reste sur le premier point de l'arc A_i et que la tête du module M_{j+1} reste sur le dernier point de l'arc A_i .	M_j (module à déployer) (le numéro du module à rétracter est M_{j+1})	A_i (arc à suivre par les modules)
4	« Déploiement complet »	Cette « Fonction Stratégie » fait complètement déployer un module suivant un arc	M_j (module à déployer)	A_i (arc à suivre par le module qui se déploie)
5	« Passage au travers de la connexion de deux arcs »	Deux modules M_j et M_{j+1} sont sur un même arc A_i . Le module M_{j+1} est complètement rétracté au niveau de la fin de l'arc A_i . La « Fonction Stratégie » ($N_f = 5$) finit de faire déployer le module M_j suivant l'arc A_i , et en même temps, engage le module M_{j+1} sur l'arc A_{i+1} en lui faisant passer le point de connexion des deux arcs A_i et A_{i+1} . Cette fonction fait aussi courber le module M_{j+1} suivant l'arc A_{i+1} sans le déployer en longueur. Cette « Fonction Stratégie » est similaire à l'association des « Fonctions Stratégie » ($N_f = 1$ et $N_f = 2$), mais comporte des contraintes à respecter au niveau du suivi de la trajectoire (l'arc à suivre est positionné entre deux autres arcs et non au début de la trajectoire). C'est pour cette raison que cette « Fonction Stratégie » ($N_f = 5$) est créée.	M_j (module qui passe le point de connexion des arcs)	A_i (arc en amont du point de connexion)
6	« Rétractation »	Cette « Fonction Stratégie » rétracte un module le long d'un arc en gardant la tête de ce module sur le dernier point de l'arc.	M_j (module à rétracter)	A_i (arc à suivre par le module qui se rétracte)

Tab. 3-5 : Définition des « Fonctions Stratégie »

Afin de formaliser l'organisation des différentes étapes (numérotées par N_s) et l'activation respective des différentes « Fonctions Stratégie » numérotées par N_f , le tableau « Matrice Stratégie » est défini et présenté Tab. 3-6. La « Matrice Stratégie » est généralisée pour le cas du contrôle d'un système ayant N modules. Elle regroupe, selon un ordre chronologique, chaque étape de la stratégie de déploiement (chaque étape « N_s » correspond à une ligne de la « Matrice Stratégie »).

Dans la « Matrice Stratégie », les « Fonctions Stratégie » figurent suivant les différentes colonnes. Pendant le déroulement d'une étape N_s , plusieurs « Fonctions Stratégie » sont activées : elles sont surlignées en gris (voir Tab. 3-6). A chaque étape N_s et pour chaque « Fonction Stratégie » N_f activée, la « Matrice Stratégie » donne aussi le numéro du module M_j qui est actionné et le numéro de l'arc A_i à suivre par le module M_j .

Finalement, en observant la « Matrice Stratégie » et la répétition des étapes, des « Blocs », qui regroupent des étapes entre elles, peuvent être définis (ils apparaissent en bleu dans la dernière colonne),.

Chaque « Bloc » est numéroté par « N_b » et commence quand le module M_j est inséré sur le premier arc A_i . Chaque « Bloc » se termine quand le module distal M_N a fini de se déployer complètement le long de l'arc A_{i+j} (en supposant qu'au début du « Bloc », le module distal M_N était déployé le long de l'arc A_i).

Un algorithme de construction de la « Matrice Stratégie » pour le cas de suivi de trajectoires composées de N arcs de cercle a été défini et est présenté dans l'annexe n°2. Cette annexe détaille aussi le calcul de la taille de la « Matrice Stratégie » en fonction du nombre d'arcs de cercle de la trajectoire.

[illegible]

Tab. 3-6 : Définition de la « Matrice Stratégie »

3.4.2.5. Algorithme de contrôle global

Pour exécuter la stratégie optimale, un algorithme est défini et présenté dans la Fig. 3-20. Cet algorithme lit chaque ligne de la « Matrice Stratégie » et génère les activations correspondantes des « Fonctions Stratégie », par le biais des variables *NumerosFonctions*, *NumerosModules* et *NumerosArcs*, qui servent respectivement à enregistrer : les numéros N_f des « Fonctions Stratégie » activées (de la ligne courante de la « Matrice Stratégie »), le numéro du module M_i à actionner et le numéro de l'arc A_i à suivre.

Le bouclage de l'algorithme est réalisé pour chaque point $P_{i,j}$ de l'arc A_i à suivre. Quand une nouvelle ligne de la « Matrice Stratégie » est lue, la boucle est réinitialisée et repart pour chaque point $P_{i+1,j}$ du nouvel arc A_{i+1} à suivre. L'exécution de l'algorithme stoppe lorsque le système est complètement déployé le long de la trajectoire et que l'effecteur a atteint la cible en fin de trajectoire.

D'autres sous algorithmes de contrôle pour chaque « Fonction Stratégie » (utilisant le calcul du modèle inverse pour obtenir les longueurs des câbles et la pose du robot) sont définis et présentés dans l'annexe n°3.

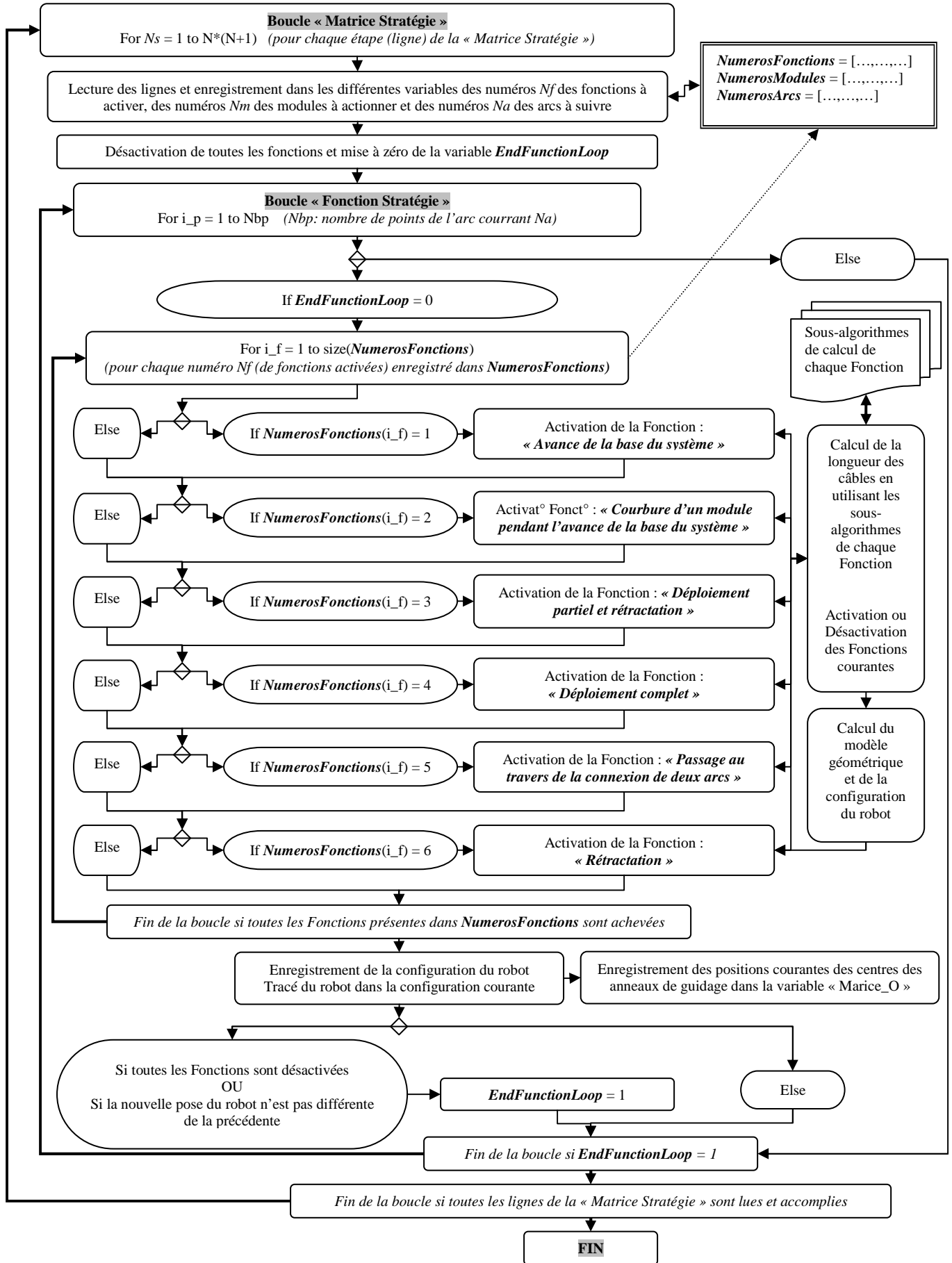


Fig. 3-20 : Algorithme de contrôle de la stratégie optimale de déploiement

3.5. Validation de la précision géométrique par des plans d'expériences complets de simulations

Pour valider la précision géométrique de notre stratégie de déploiement, nous avons mis en place des plans d'expérience de type complet, pour analyser l'erreur géométrique résultant de simulations du suivi de trajectoires. Cette erreur géométrique est obtenue en calculant à chaque pas de simulation la distance entre les centres des anneaux et les points de la trajectoire. Les différentes trajectoires simulées sont construites en faisant varier les paramètres de courbure de chacun des arcs, suivant des plages de valeurs respectant les attentes de l'application en neurochirurgie et les contraintes de dimensionnement du démonstrateur : angle d'inclinaison « α » compris entre 0° et 45° , angle d'orientation du plan de courbure « φ » compris entre 0° et 120° (le système étant symétrique par révolution de 120° autour de sa ligne centrale, φ est limité à 120° au lieu de 360° pour simplifier le plan d'expérience) et longueur de l'arc « S » compris entre 35 et 45mm. Chaque arc de trajectoire étant défini par trois paramètres indépendants, le nombre de paramètres des plans d'expérience est donc de : $N_{\text{paramètres}} = 3 \times N_{\text{Arcs}}$. Un grand nombre de simulations ont été réalisées : tout d'abord sur des cas de trajectoires n'ayant qu'un seul arc (et donc trois paramètres), puis sur des cas de trajectoires ayant deux arcs, voire trois arcs (donc respectivement six paramètres, voire neuf).

3.5.1. Suivi d'une trajectoire composée d'un seul arc de cercle

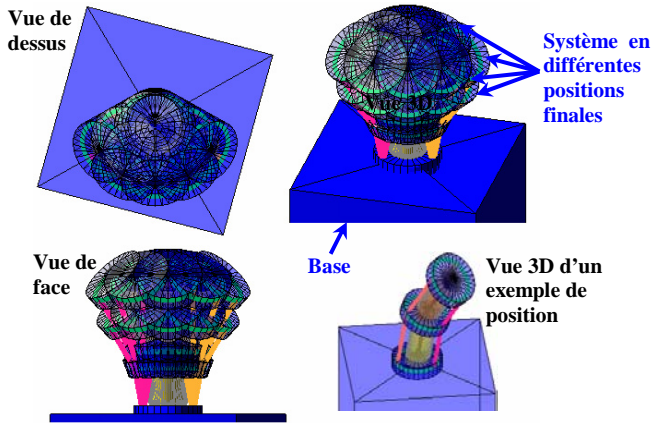
Le déploiement se décompose en deux étapes : la première étape utilise les deux Fonctions Stratégie « Avance de la base du système » et « Courbure d'un module pendant l'avance de la base du système », et la deuxième étape utilise la Fonction Stratégie « Déploiement complet ». Nous avons réalisé des plans d'expériences de type complet (trois au total) de plus en plus affinés (en augmentant le nombre de valeurs prises par chaque paramètres) afin de préciser au mieux l'erreur géométrique maximale et mettre en évidence les différences d'échelle de sensibilité, plus ou moins étendues, de chaque paramètre. Le plan d'expérience permettant de voir au mieux l'évolution de l'erreur géométrique (Plan N°3) est présenté ci-dessous, les autres plans (Plan N°1 et Plan N°2, moins affinés) figurent dans l'annexe n°4.

Plan d'expérience complet N°3 de suivi d'un arc

<u>Trajectoires</u>			
Nombre d'arcs : 1			
Distance entre 2 points de la trajectoire : 1 mm			
Longueur des arcs « S » : 35 - 45mm			
Angle d'inclinaison « α » : 0.001° - 45°			
Angle d'orientation du plan de courbure « φ » : $0 - 120^\circ$			
Nombre de valeurs par paramètre : 17 - 17 - 17			
Valeurs prises par les paramètres :			
S	α	φ	
35.000	0.0010	0.000	
35.625	2.8134	7.500	
36.250	5.6258	15.00	
36.875	8.4383	22.50	
37.500	11.250	30.00	
38.125	14.063	37.50	
38.750	16.875	45.00	
39.375	19.688	52.50	
40.000	22.500	60.00	
40.625	25.312	67.50	
41.250	28.125	75.00	
41.875	30.937	82.50	
42.500	33.750	90.00	
43.125	36.562	97.50	
43.750	39.375	105.0	
44.375	42.187	112.5	

Fig. 3-21 : Paramètres du plan d'expérience N°3

Représentations 3D de certaines positions finales obtenues lors des simulations du robot dans le plan d'expérience



Représentation 3D de l'ensemble des trajectoires suivies

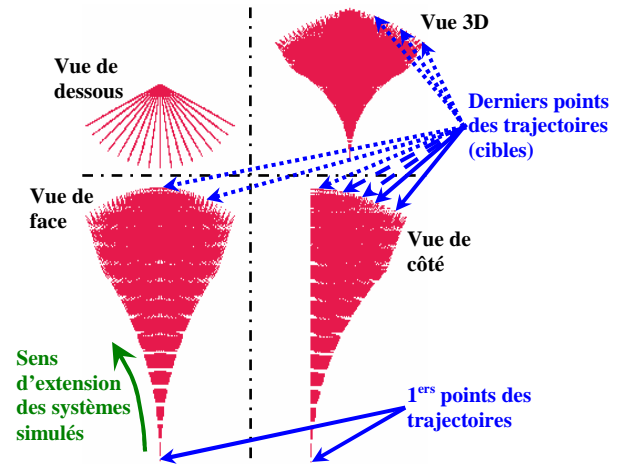


Fig. 3-22 : Simulations du plan d'expérience N°3

À retenir

Le plan d'expérience N°3 (voir Fig. 3-21, Fig. 3-22 et Fig. 3-23) permet de mettre en évidence les influences des paramètres « S », « α » et « ϕ » sur l'erreur géométrique :

- Plus « S » augmente, plus l'erreur géométrique augmente ;
- Plus l'angle d'inclinaison « α » diminue, plus l'erreur géométrique augmente ;
- Deux pics importants d'erreur de suivi apparaissent lorsque « ϕ » est proche de 0° et de 120° (cas où l'un des trois câbles du module appartient au plan de courbure de l'arc de cercle à suivre) ;
- Une relation de couplage des influences des paramètres « S » et « α » sur l'erreur géométrique peut aussi être notée : pour une valeur donnée de « S », l'erreur géométrique varie en fonction de la valeur de « α » (surtout pour des valeurs de « S » comprises entre 40 et 45 mm).

Représentation de l'erreur géométrique en fonction des valeurs des 3 paramètres de courbure de l'arc de trajectoire

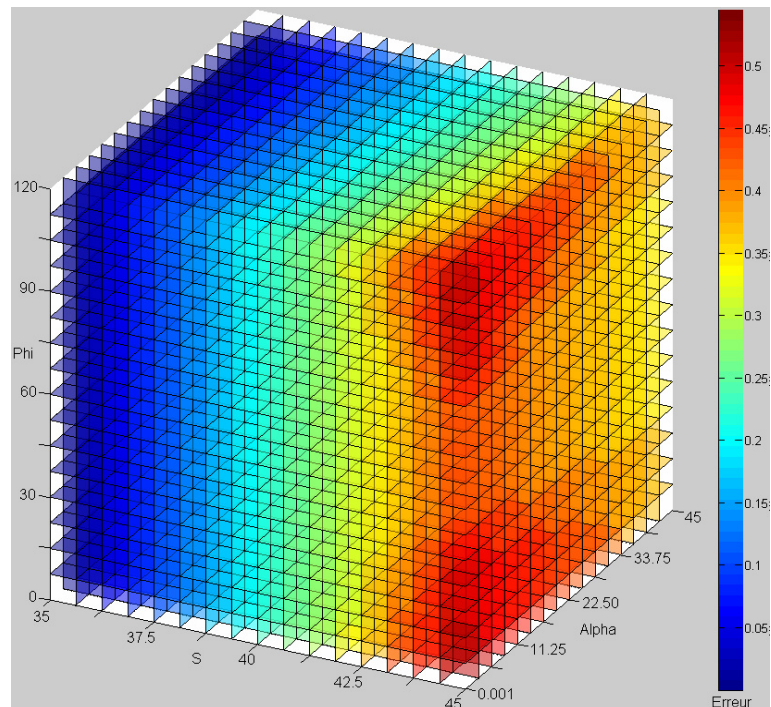


Fig. 3-23 : Résultats du plan d'expérience N°3

Résultats des simulations

~1s par simulation
 Nombre de simulations : 4913
 Temps de simulation : ~1h 30min
 Erreur géométrique max sur toutes les simulations : **0.54 mm**

À retenir

L'erreur géométrique est majoritairement due à la première étape du déploiement : lorsque le module du système est avancé (poussé de par sa base), il doit à la fois se courber pour adopter la courbure de l'arc de trajectoire et avancer sa base de manière linéaire. Le module ne peut donc pas respecter les deux conditions en même temps, ce qui crée une erreur géométrique de suivi au niveau de l'effecteur du module.

Avec les différents plans d'expériences réalisés, nous constatons que l'erreur de suivi n'excède pas 0.54 mm dans les conditions imposées par l'application de neurochirurgie. Cette valeur est acceptable et respecte le cahier des charges, imposant une précision du millimètre pour les opérations.

3.5.2. Suivi d'une trajectoire composée de deux arcs de cercle

Les résultats des plans d'expérience, en termes d'influence des paramètres de courbure sur l'erreur géométrique de suivi, deviennent de plus en plus complexes à analyser lorsque le nombre d'arcs de la trajectoire devient supérieur à un.

En effet, le nombre de paramètres devenant supérieur à trois, il est difficile de représenter l'évolution de l'erreur géométrique en fonction des valeurs prises par les paramètres de courbure (qui sont au nombre de six pour une trajectoire à deux arcs).

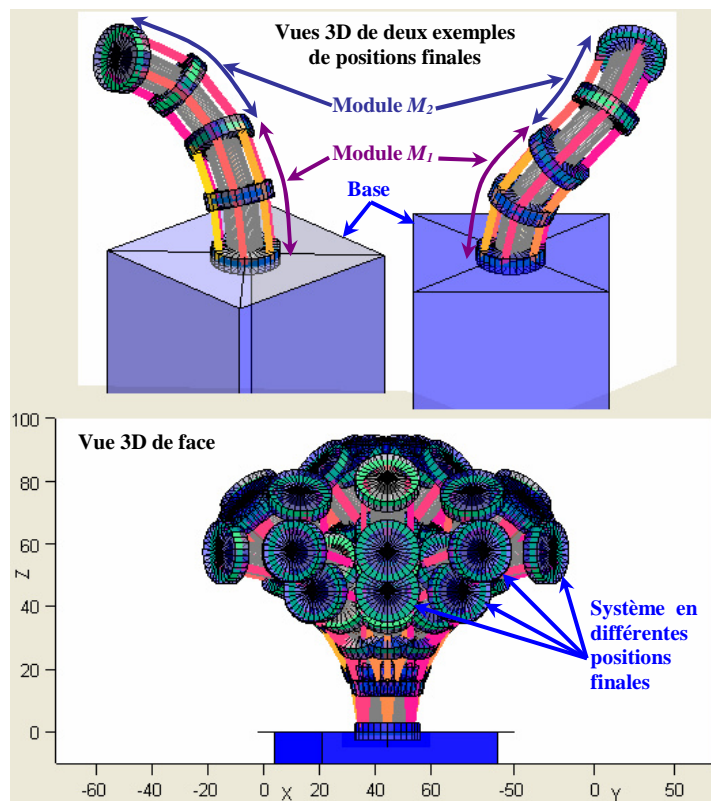
Pour le cas de trajectoires composées de deux arcs, nous avons donc seulement cherché à vérifier si, sur la plage de valeurs prises par les paramètres, l'erreur était inférieure au millimètre.

Nous avons donc obtenu le résultat suivant (voir Fig. 3-24, Fig. 3-25 et Fig. 3-26) :

<u>Système</u>		<u>Trajectoires</u>					
Nombre de modules : 2		Nombre d'arcs : 2					
Nombre d'anneaux de chaque module : 3		Distance entre 2 points de la trajectoire : 1 mm					
"LCR" de chaque module : 12mm		Longueur des arcs « S » : 35 - 45mm					
Rayon du cercle délimitant les points de passage des câbles : 8,5 mm		Angle d'inclinaison « α » : 5° - 45°					
Rayon extérieur des anneaux : 10 mm		Angle d'orientation du plan de courbure « ϕ » : 0 - 300°					
Épaisseur des anneaux : 5 mm		Nombre de valeurs par paramètre : 5 - 5 - 6					
Rayon du ressort intérieur : 5 mm		Valeurs prises par les paramètres :					
		S_1	α_1	ϕ_1	S_2	α_2	ϕ_2
		35.0	5.00	0.000	35.0	5.00	0.000
		37.5	15.0	60.00	37.5	15.0	60.00
		40.0	25.0	120.0	40.0	25.0	120.0
		42.5	35.0	180.0	42.5	35.0	180.0
		45.0	45.0	240.0	45.0	45.0	240.0
		-----	-----	300.0	-----	-----	300.0

Fig. 3-24 : Paramètres du plan d'expérience pour des trajectoires à deux arcs

Représentations 3D de certaines positions finales obtenues lors des simulations du robot dans le plan d'expérience



Représentation 3D de l'ensemble des trajectoires suivies

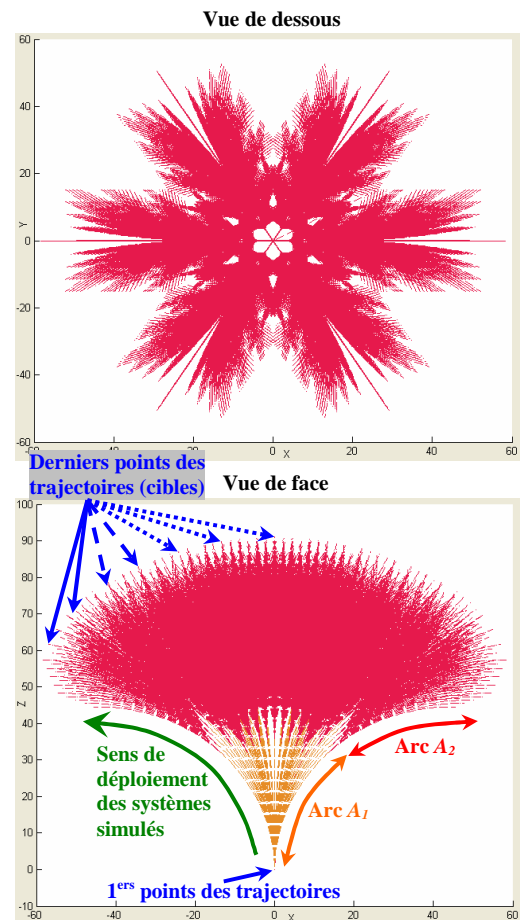


Fig. 3-25 : Simulations du plan d'expérience pour des trajectoires à deux arcs

Résultats des simulations

Nombre de simulations : 22500
Temps de simulation total : ~10h
Erreur géométrique max sur toutes les simulations : **1,003 mm**

Représentation de l'erreur géométrique en fonction des valeurs des 6 paramètres de courbure des arcs

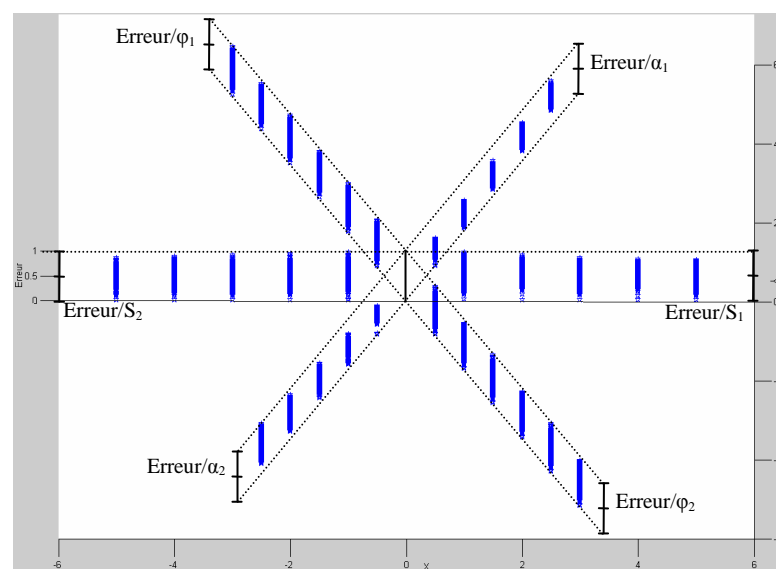


Fig. 3-26 : Résultats du plan d'expérience pour des trajectoires à deux arcs

Dans le plan d'expérience ci-dessus, les paramètres de courbure « φ_1 » et « φ_2 », définissant les orientations des plans de courbure des deux arcs de la trajectoire, prennent 6 valeurs sur une révolution de 360° : 0° , 60° , 120° , 180° , 240° et 300° (la valeur de 360° n'a pas été retenue car elle est équivalente à celle de 0°). Nous pouvons remarquer que les angles « φ_i » prennent des valeurs de 0° , de 60° et de 120° qui correspondent aux maximums d'erreur notés lors du plan d'expérience à un seul arc. Ceci donne un maximum de chance au plan d'expérience à deux arcs de faire apparaître les valeurs maximales d'erreur.

La représentation de l'erreur géométrique (Fig. 3-26), donne sur chaque axe (correspondant à chacun des six paramètres de courbure) et pour chaque valeur prise par les paramètres, les valeurs d'erreur géométrique des simulations. Sur la figure, chaque trait vertical représente la plage d'erreur prise par les simulations pour une valeur donnée du paramètre correspondant, quelles que soient les valeurs des autres paramètres.

Cette représentation ne permet pas de mettre en évidence les relations entre l'évolution de l'erreur géométrique et les valeurs des paramètres, mais elle permet tout de même de vérifier que toutes les erreurs des simulations sont inférieures à 1,003 mm. En effet, par rapport au cas d'une trajectoire à un seul arc, ici, il n'est pas possible de représenter en trois dimensions l'évolution de l'erreur en fonction des six paramètres (il faudrait faire des coupes suivant certains plans, ce qui serait complexe à analyser et sûrement peu représentatif).

À retenir

Pour le plan d'expérience de simulations de suivi de trajectoires à deux arcs (avec des plages de valeurs des paramètres relativement larges et correspondant aux contraintes de l'application en neurochirurgie), nous pouvons retenir une erreur géométrique maximale de 1,003 mm. Cette valeur respecte la précision imposée par le cahier des charges

Pour des trajectoires composées de trois arcs, le problème devient encore plus complexe, car il y a neuf paramètres à prendre en compte. Nous n'avons pas réalisé de plan d'expérience pour ce cas là, mais nous avons étudié quelques cas de trajectoires construites à partir de cas réels de patient. Nous présentons l'étude d'une de ces trajectoires dans la partie qui suit.

3.6. Application de la stratégie de déploiement à la neurochirurgie

3.6.1. Traitement du cas d'un patient

Pour valider tout le processus utilisant la stratégie de déploiement optimale présentée précédemment, le cas représentatif d'un patient ayant une tumeur au cerveau est étudié et détaillé étape par étape.

3.6.1.1. Définition par les neurochirurgiens de contraintes pour le passage du robot déployable

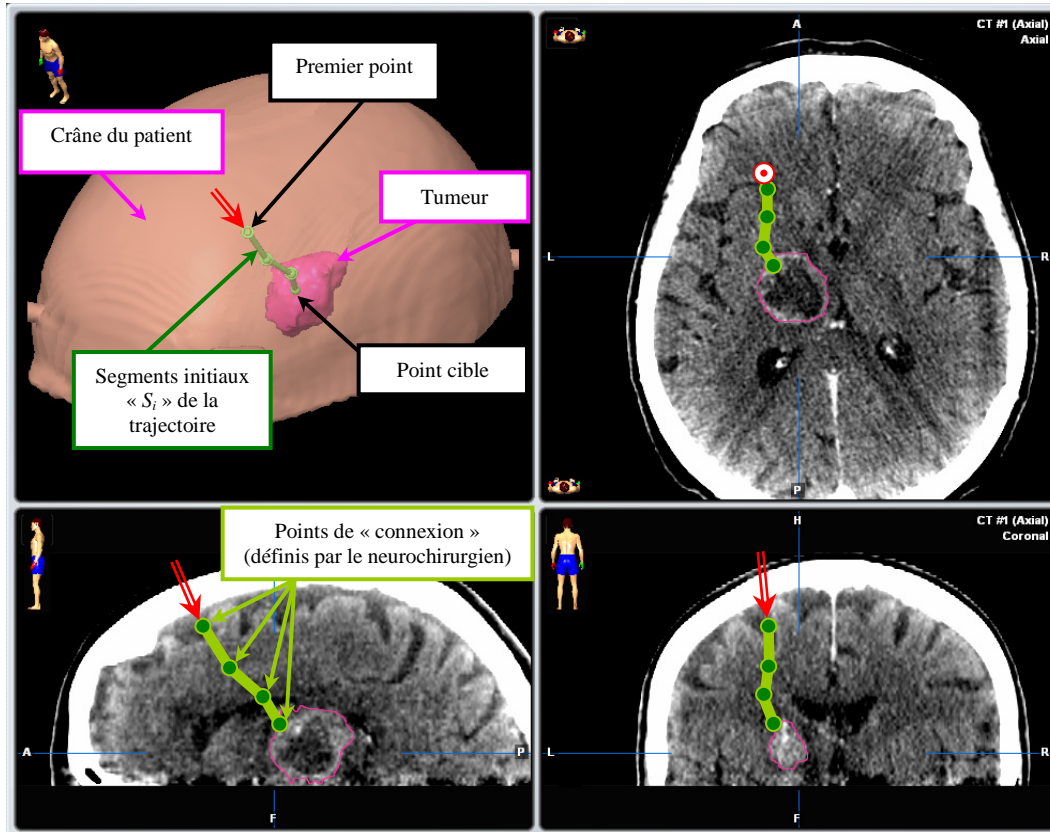


Fig. 3-27 : Modélisation du cas du patient avec le logiciel IPlan et tracé d'une trajectoire composée de segments comprenant les points de connexion des arcs de la future trajectoire à suivre par le robot

La tumeur est implantée profondément dans le cerveau, comme cela est présenté sur l'image 3D et les coupes IRM de la Fig. 3-27. La représentation ainsi obtenue est réalisée avec le logiciel IPlan, qui reconstitue à partir des différentes coupes IRM au format « DICOM », le modèle 3D de la tête du patient.

Trois vues sont aussi disponibles suivant le plan axial, sagittal et coronal. Le neurochirurgien définit plusieurs points (quatre au total dans cet exemple) par lesquels la trajectoire doit passer. Ces points correspondent aux points de connexion des arcs adjacents (les points $\{P_{i,nai}\} = \{P_{i+1,1}\}$). Ils forment une courbe composée de segments « S_i » (trois segments dans cet exemple).

En sortie du logiciel, les coordonnées des points des segments sont accessibles dans un fichier ouvrable avec n'importe quel « bloc note » d'un ordinateur. Ces coordonnées sont ensuite récupérées pour le traitement MatLab réalisé par la suite.

3.6.1.2. Construction d'une première trajectoire respectant les contraintes

Une première trajectoire est construite, composée de trois arcs A_1 , A_2 et A_3 dans cet exemple, voir Fig. 3-28 et Fig. 3-33, passant par les points de connexion définis dans l'étape précédente. Cette trajectoire doit être continue (tous les arcs adjacents doivent avoir leurs tangentes communes en leurs extrémités, au niveau des points de connexion).

La trajectoire obtenue dépend du vecteur v_e tangent à cette trajectoire au premier point $P_{1,1}$ du premier arc A_1 de celle-ci. Une fois fixés, ce vecteur v_e et les points de connexion des arcs adjacents permettent de définir une trajectoire unique qui va ensuite pouvoir être optimisée.

3.6.1.3. Optimisation de la trajectoire

L'optimisation calcule la trajectoire composée d'arcs qui sont les plus proches possibles de leurs segments initiaux S_i respectifs (voir Fig. 3-28).

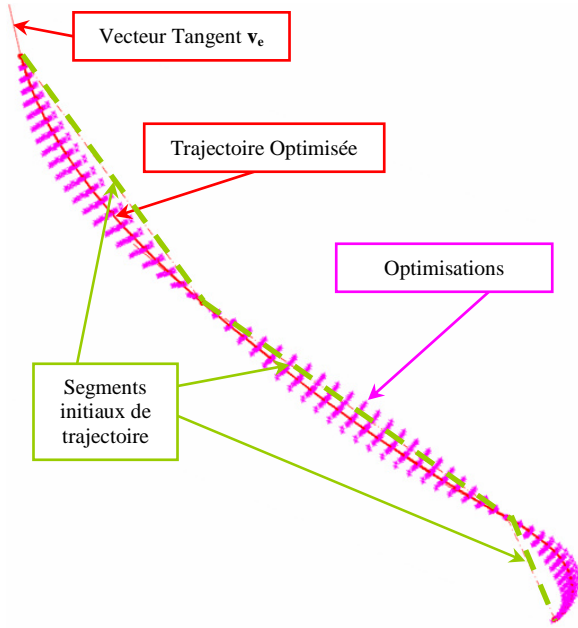


Fig. 3-28 : Optimisation 3D de la trajectoire

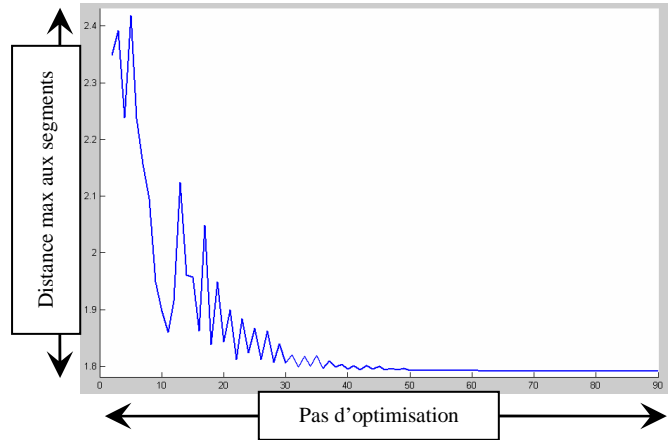


Fig. 3-29 : Courbe de l'évolution, à chaque pas d'optimisation, de la distance maximale entre les points des arcs et les segments

Cette optimisation, utilisant la fonction « fminsearch » de MatLab, basée sur la méthode directe du simplexe de Nelder Mead (trouvant le minimum d'une fonction scalaire par une méthode non linéaire), minimise la fonction « D_{max} » suivante (correspondant au maximum de toutes les distances entre chacun des points $P_{i,j}$ de chacun des arcs A_i de la trajectoire et leur segment respectif « S_i ») :

$$D_{max} = \max_{(i,j)} \left(\frac{1}{2 \cdot LS_i} \times \sqrt{(2 \times D1_{i,j}^2 \times D2_{i,j}^2) + (2 \times D1_{i,j}^2 \times LS_i^2) + (2 \times D2_{i,j}^2 \times LS_i^2) - D1_{i,j}^4 - D2_{i,j}^4 - LS_i^4} \right) \quad (3-1)$$

LS_i : longueur du segment « S_i »

$D1_{i,j}$: distance entre le point $P_{i,j}$ est le premier point extrémité du segment « S_i »

$D2_{i,j}$: distance entre le point $P_{i,j}$ est le deuxième point extrémité du segment « S_i »

Cette optimisation s'exécute en changeant à chaque itération l'orientation du vecteur v_e , qui constitue la variable d'optimisation d'entrée, puis en calculant la distance maximale « D_{max} » (du point de la trajectoire le plus éloigné de son segment). Elle s'arrête lorsqu'elle ne peut plus réduire « D_{max} ».

Deux contraintes d'optimisation doivent être respectées :

1. les deux extrémités de chaque arc sont positionnées sur les deux points extremum de chaque segment initial respectif ;
2. la trajectoire est continue d'un arc à un autre (les tangentes sont communes entre les deux extrémités de deux arcs adjacents).

L'optimisation dure 1 à 2 minutes. Le résultat de la trajectoire optimisée obtenue est donné dans la Fig. 3-28. **90 pas** d'optimisation sont nécessaires pour faire converger « D_{max} » vers son minimum de 1,78 mm (Fig. 3-29). Le point le plus éloigné de la courbe formée par les segments « S_i » est donc situé à une distance de 1,78 mm.

La trajectoire finale est d'une longueur de **60,03 mm** (Fig. 3-30).

Enfin, une dernière figure donne l'évolution de la valeur des rayons de courbure de chacun des arcs, tout au long de l'optimisation (Fig. 3-31). La trajectoire finale présente des arcs ayant des rayons de courbure de : **32,13 mm** pour A_1 , **61,81 mm** pour A_2 et **16,19 mm** pour A_3 .

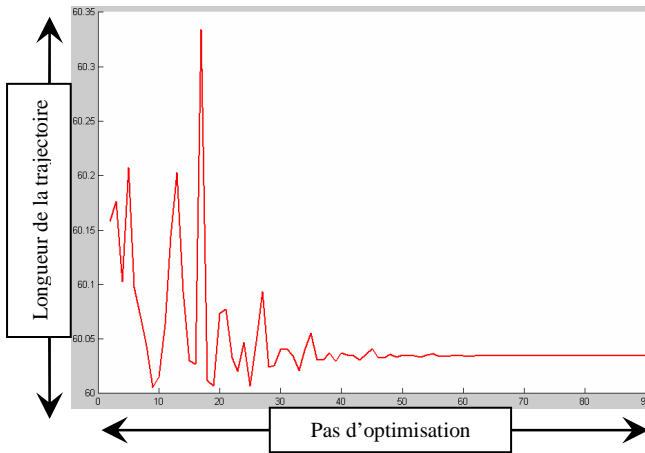


Fig. 3-30 : Courbe de l'évolution, à chaque pas d'optimisation, de la longueur de la trajectoire

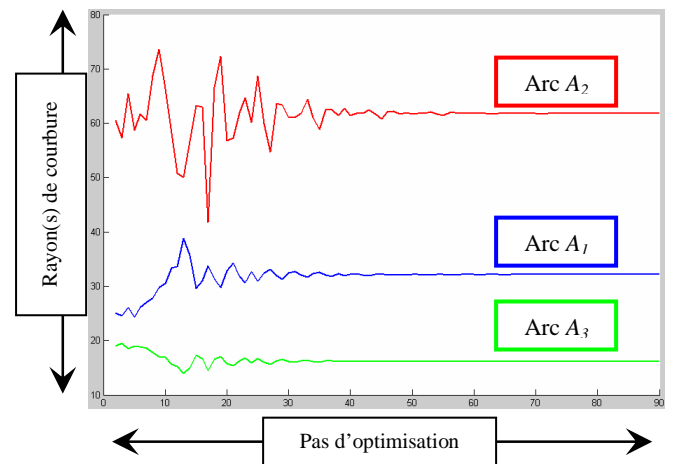


Fig. 3-31 : Courbes des évolutions, à chaque pas d'optimisation, des rayons de courbure de chacun des arcs de la trajectoire

3.6.1.4. Simulation du déploiement

Une simulation du déploiement du système (ici composé de 3 modules) peut être réalisée en utilisant la stratégie de déploiement présentée précédemment. Elle est illustrée dans la Fig. 3-32.

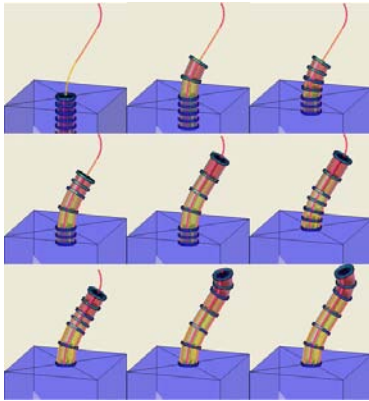


Fig. 3-32 : Simulation du déploiement du robot

Paramètres de simulation :

Nombre de modules : 3
 Nombre d'anneaux de chaque module : [3, 3, 3]
 "LCR" de chaque module (en mm) : [8.5, 8.5, 8.5]
 Rayon du cercle délimitant les points de passage des câbles : 6 mm
 Rayon extérieur des anneaux : 7.5 mm
 Epaisseur des anneaux : 1.5 mm
 Distance entre 2 points de la trajectoire discrétisée : 0.1 mm
 Nombre de points de la trajectoire : 604
 Nombre de points de l'arc A_1 : 217
 Nombre de points de l'arc A_2 : 232
 Nombre de points de l'arc A_3 : 155

La simulation donne les résultats suivants :

- a. La représentation 3D du suivi géométrique de la trajectoire par les centres de chaque anneau du système, à chaque itération de chaque étape de la stratégie de déploiement (voir Fig. 3-33) : les erreurs de suivi les plus importantes sont remarquables et entourées sur la figure, principalement pour l'arc A_3 ;

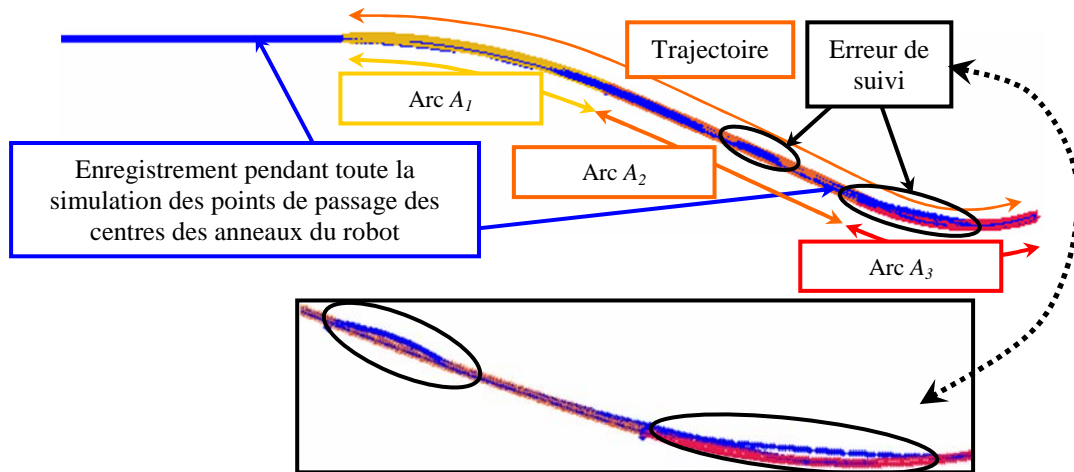


Fig. 3-33 : Représentation 3D du suivi de trajectoire des centres des anneaux du robot

b. Les courbes d'évolution de l'erreur de suivi des centres de chaque anneau et de l'effecteur du système, pour chaque itération de chaque étape de la stratégie de déploiement (voir Fig. 3-34).

En observant la forme des courbes d'erreurs, plusieurs pics d'erreur peuvent être notés qui se produisent pour les étapes ($N_s = 1, 3, 5, 7, 9$ et 11).

Pour les étapes ($N_s = 1, 3$ et 7), un module M_j est inséré sur le premier arc A_1 .

Pour les étapes ($N_s = 5, 9$ et 11), un module M_j est poussé d'un arc A_i à l'arc suivant A_{i+1} , en passant à travers le point de connexion de ces deux arcs adjacents.

Le point commun de toutes ces étapes réside dans le fait qu'un module M_j , inséré sur un nouvel arc A_{i+1} doit changer sa précédente courbure (suivant l'arc A_i), pour adopter une nouvelle courbure (suivant l'arc A_{i+1}). Pour une telle opération, le module M_j considéré ne peut pas adopter la courbure exacte de la trajectoire (en se courbant suivant deux arcs différents), comme cela a été expliqué précédemment dans la limitation 2.a..

Même si la condition « **Cond.2.** » est respectée (qui fait rétracter le module M_j le plus possible avant de passer le point de connexion), le module M_j a toujours une longueur « LCR » non nulle. C'est pour cette raison qu'un pic d'erreur est observé.

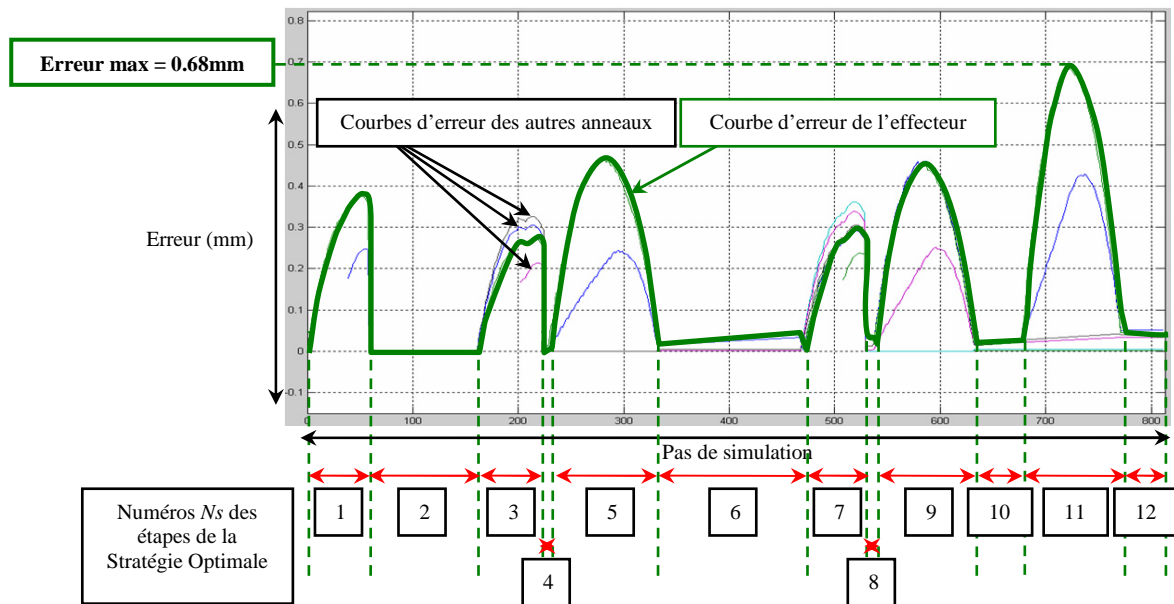


Fig. 3-34 : Courbes d'erreur du suivi de trajectoire des centres des anneaux du robot

À retenir

En final, le maximum d'erreur est de 0.68 mm et il est dû au suivi de l'effecteur. Ce phénomène peut être expliqué par le fait qu'une petite erreur au niveau des modules proximaux peut causer une erreur plus importante au niveau du module distal M_N . Le fait que le rayon de courbure du dernier arc A_3 soit beaucoup plus petit que les autres peut expliquer le pic d'erreur prédominant au niveau de l'étape ($N_s = 11$) (Fig. 3-34).

Néanmoins, une erreur de 0,68 mm pour une trajectoire de 60,03 mm de long, représentant seulement 1,13%, reste une erreur acceptable selon les contraintes imposées par les neurochirurgiens.

3.7. Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons présenté une stratégie bio-inspirée pour le déploiement de notre système modulaire le long de trajectoires courbes. En préliminaire, un regard rétrospectif de différentes locomotions d'animaux a servi de base de réflexion. Après la définition générique de la tâche de suivi de trajectoire, nous avons élaboré une stratégie optimale en fixant des hypothèses et en prenant en compte un certain nombre de conditions ou contraintes à respecter. Cette stratégie utilise l'extension et la rétractation maximale des modules. Le système modulaire progresse selon des mouvements similaires à ceux d'un ver, mais en contrôlant en plus son orientation en flexion, comme peut le faire une trompe d'éléphant.

Un séquençage par étapes d'un exemple de suivi d'une trajectoire composée de trois arcs permet d'illustrer et de mieux comprendre la stratégie. Cet exemple est ensuite généralisé pour le cas d'un système à N modules. La stratégie est structurée autour d'une « Matrice Stratégie ». La construction de cette matrice est décrite par un algorithme pour le cas générique de N modules. Le développement et l'utilisation globale de la stratégie optimale sont présentés dans un algorithme général, qui utilise et lit la « Matrice Stratégie », ligne par ligne, et calcule l'actionnement résultant des différents modules (les longueurs des câbles et la pose géométrique du robot), à chaque étape du suivi de trajectoire.

La stratégie de déploiement présentée dans ce chapitre constitue une solution intéressante et peut être utilisée dans différents domaines, pour des applications médicales ou non-médicales : comme des tâches d'inspection dans des environnements contraints (dans de la matière « molle » ou à l'intérieur de tuyaux), dans le but d'atteindre des cibles précises en limitant les contacts ou les frottements avec de possibles obstacles.

Ensuite, l'erreur géométrique en fonction de la courbure des trajectoires a été calculée et caractérisée, dans le but de mettre en évidence l'ensemble des trajectoires valides (aboutissant à une erreur de suivi inférieure au millimètre). Des plans d'expériences de simulation de type complet ont été mis en place en faisant varier les paramètres de courbure des trajectoires suivant de larges plages de valeurs afin de tester un maximum de trajectoires. Ces plans d'expérience ont permis de valider la précision géométrique de la stratégie de déploiement du robot pour une trajectoire composée d'un arc, puis de deux arcs de cercle.

L'étude devenant complexe pour le cas de trajectoires composées de trois arcs, nous avons présenté, de manière détaillée, un des exemples traités. Cet exemple illustre la possibilité d'utiliser la stratégie de déploiement pour des applications en neurochirurgie. Il est basé sur des données issues d'un cas réel de patient ayant une tumeur au cerveau. Une méthode d'optimisation construit la trajectoire d'accès optimale, à partir de points de passage sélectionnés par le neurochirurgien. La simulation présentée utilise un système composé de trois modules. Les résultats sont prometteurs et donnent une erreur inférieure à 1 mm, ce qui est acceptable et raisonnable selon la précision imposée par l'application de neurochirurgie. D'autres simulations ont été lancées, en utilisant d'autres données de patients et donnent aussi des erreurs maximales inférieures à **1 mm**. Ces exemples permettent de conforter la validité de la stratégie de déploiement d'un point de vue géométrique.

Points clefs du chapitre 3

Les apports majeurs de ce chapitre ont consisté à :

- définir une stratégie de déploiement bio-inspirée pour un système modulaire évoluant en milieu contraint et confiné comme le cerveau ;
- formaliser le principe de cette stratégie en proposant un algorithme générique pour le cas d'un système à N modules ;
- valider la précision géométrique intrinsèque de la stratégie de mouvement du robot par des plans d'expérience, de type complet, calculant par des simulations l'erreur géométrique de suivi de trajectoire ;
- vérifier que dans la majorité des cas l'erreur géométrique de suivi reste **inférieure au millimètre** (contrainte imposée par l'application de neurochirurgie) ;
- réaliser des simulations de suivi de trajectoires à partir de données issues de cas de patients pour valider la stratégie de déploiement.

Chapitre 4 - Développement d'un démonstrateur du robot et validation expérimentale du mode de déploiement

L'objectif du dernier chapitre de ce mémoire de thèse est de décrire un premier développement de démonstrateur du robot de déploiement (conception et assemblage) et de présenter les résultats préliminaires de validation expérimentale obtenus avec ce démonstrateur.

Une première partie expose le choix d'un gel d'agar-agar permettant de reproduire les conditions *in vivo* (comportant des caractéristiques de texture proches de celles du cerveau ou de tumeurs). Ensuite, nous décrivons les expériences mises en place pour caractériser la grandeur des efforts de pénétration nécessaires au déploiement du robot en milieu confiné dans le gel.

Une deuxième partie explique le choix des actionneurs (moteurs) pour la conception du démonstrateur et la validation par un dimensionnement du couple résistant maximum (calculé à partir des principaux efforts appliqués aux câbles et transmis aux moteurs).

Une troisième partie présente la modélisation avec l'outil de « Conception Assistée par Ordinateur » (CAO) « CATIA » de Dassault Systems. Un dimensionnement précis de toutes les pièces est réalisé, ainsi qu'une validation de l'assemblage et du montage global. Le démonstrateur est basé sur un actionnement par moteurs, câbles et ressorts. Le système modulaire et toutes les pièces qui le composent sont paramétrés. Un calcul, utilisant le modèle géométrique direct, aboutit à la représentation en trois dimensions de poses du robot pour un jeu donné de valeurs des paramètres de courbure. Cette représentation permet de vérifier les éventuelles collisions ou contacts entre les pièces (exemple : contact entre les câbles et la partie centrale des modules du système). Enfin, la fabrication et l'assemblage du démonstrateur à ressorts sont finalisés.

Une quatrième partie décrit un travail important de programmation, utilisant le code particulier de MatLab, et aboutissant au développement d'une « Interface Homme Machine » (IHM) composée de différents menus ou fenêtres de dialogue permettant la modélisation, la simulation et la commande du démonstrateur.

Enfin, *une dernière partie* résume et analyse les toutes premières expériences menées, permettant de valider certains aspects du déploiement et de la commande, notamment : la précision géométrique du déploiement du système composé d'un seul ou de deux modules à ressorts en milieu non confiné, puis, la capacité du démonstrateur à ressorts à pénétrer et progresser en milieu confiné dans des gels d'agar-agar simulant au mieux les conditions *in vivo* du cerveau.

4.1. Mesure d'efforts de pénétration dans des gels d'agar-agar

4.1.1. Choix du gel expérimental

Le nom du gel « agar-agar » trouve ses origines dans le langage indo-malaisien et veut dire « gel obtenu à partir d'algues rouges ». En effet l'obtention de la poudre d'agar-agar se fait à partir d'algues de la famille des gélidiacées et des gracilariacées, de couleur rouge, qui sont récoltées, bouillies, filtrées, désydratées, séchées et écrasées pour aboutir à la poudre finale.

Après étude bibliographique [ZHI JIAN 02] et consultation de praticiens de la pharmacie du CHU de Clermont-Ferrand, il apparaît que le gel d'agar-agar présente des caractéristiques proches (aspect, consistance, etc.) de celles du cerveau ou de tumeurs. Nous avons donc choisi ce gel afin de réaliser des expériences de mesure pour caractériser la grandeur des efforts nécessaires à la pénétration du robot de

déploiement. Ces tests sont réalisés avec un solide rigide (un palpeur de pénétration, voir Fig. 4-2 page 84) ayant les mêmes dimensions que le robot (20 mm de diamètre).

Avant de mettre en place ces tests de mesure d'efforts, une première étape a consisté à sélectionner la concentration de poudre d'agar donnant le gel le plus proche possible des caractéristiques de texture du cerveau ou de tumeurs opérables par le robot.

Description et préparation des gels d'agar-agar

L'agar se présente sous la forme d'une poudre blanche ou légèrement jaunâtre et peut se dissoudre dans de l'eau à 60°C. La consistance du gel d'agar-agar dépend à la fois du dosage de poudre dissoute et des conditions de préparation de chaque étape (température, temps de repos, etc.).

Le gel d'agar-agar a des caractéristiques très intéressantes car il s'agit notamment d'un des gélifiants les plus résistants. Sa force de gel est très élevée : généralement de 600 à 800 g/cm² mais elle peut atteindre jusqu'à 1100 g/cm² pour une solution à 1.5%.

Il est à la fois soluble dans un liquide chaud et il se gélifie vers 35°C. La gélification de l'agar en solution aqueuse est réversible. Cette réversibilité n'altère pas ses propriétés. Son point de gélification est entre 32 et 43°C et son point de fusion à environ 85°C. Son pH peut aller de 5 à 8 selon les conditions d'utilisation.

Des méthodes et protocoles de préparation ont été mis en place par les praticiens de la pharmacie du CHU pour permettre d'obtenir des gels d'agar-agar de différentes concentrations et consistances, et ceci, de la manière la plus fiable et répétable possible.

Mise en place de tests de caractérisation et de sélection des gels d'agar-agar

Concentration d'agar-agar	0,8%	0,9%	1%	1,1%	1,2%
Poudre d'agar agar	4 g	4,5 g	5 g	5,5 g	6 g
Tampon phosphate à 0.01M, pH =7,1	50 ml				
Eau stérile	450 ml				

Tab. 4-1 : Caractéristiques des différents gels d'agar-agar examinés pour la sélection

Les tests de caractérisation et de sélection des gels d'agar-agar ont consisté à faire examiner :

- 5 préparations différentes de gels de 0,8 % de poudre d'agar à 1,2 %, à pH 7,1 (voir Tab. 4-1) ;
- dans des bols de volume de 500 ml ;
- par une dizaine d'examineurs (praticiens et neurochirurgiens du CHU de Clermont-Ferrand) ;
- suivant trois tests différents (soit directement manuellement, soit avec des instruments de chirurgie, voir ci-dessous) ;
- à une température de 25°C.

Une soixantaine d'échantillons de gel ont été préparés pour l'ensemble des tests.

Les examineurs ont eu à leur disposition le matériel suivant :

- une paire de gants ;
- des instruments utilisés en chirurgie :
 - o un « décolle dure mère » très courbé Landanger® ;
 - o un « trocart » de Cushing Axone®.

Les trois tests ont été réalisés sur des gels anonymisés (essais en aveugle pour un traitement statistique ultérieur), et consistent en :

- une palpation avec un gant Codman®
- une dissection avec le « décolle dure mère » très courbé Landanger®
- une ponction avec le « trocart » de Cushing Axone®

Résultats des tests de caractérisation des gels d'agar-agar

Les trois examens réalisés par la dizaine d'examineurs, lors des essais en aveugle, sur les 5 gels de concentrations différentes d'agar agar (0,8 à 1,2%) donnent les résultats présentés dans la Fig. 4-1 (après traitements statistiques des données et des impressions exprimées par les examineurs lors des tests). Durant

ces tests, les examinateurs devaient noter laquelle des concentrations correspondait à un gel ayant une consistance la plus proche de celle du cerveau ou de tumeurs.

Nous pouvons conclure que les concentrations les plus adaptées sont celles de **0,9%**, **1,0%** et **1,1%** d'agar-agar, avec une préférence pour celles de 0,9% (consistance proche du cerveau d'après les neurochirurgiens), et de 1,1% (consistance proche de tumeurs).

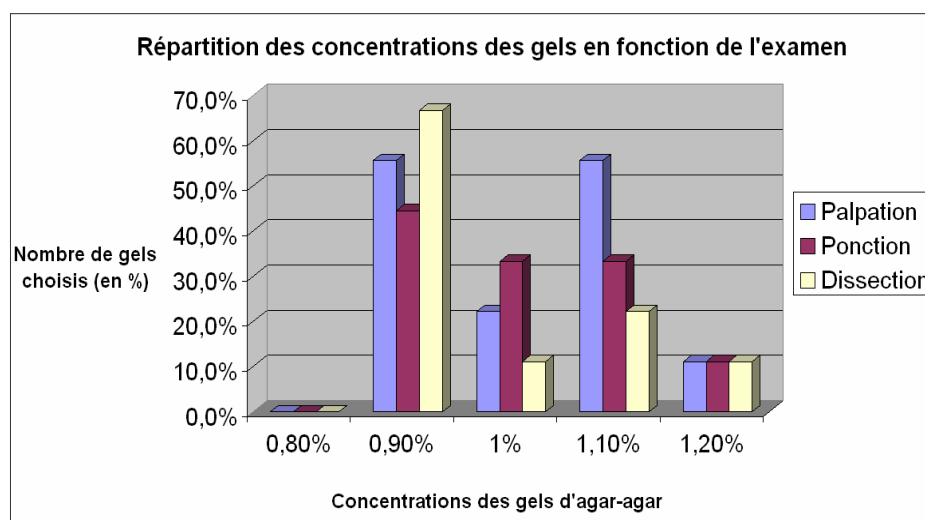


Fig. 4-1 : Répartition statistique des concentrations des gels d'agar-agar choisies par les praticiens lors des examens

4.1.2. Dispositif de mesure des efforts de pénétration d'un palpeur dans les gels d'agar-agar

Des tests de mesure des efforts de pénétration dans des gels d'agar-agar ont été réalisés avec une presse de mesure d'efforts de traction-compression, sur laquelle un palpeur rigide de pénétration a été fixé en extrémité (voir Fig. 4-2).

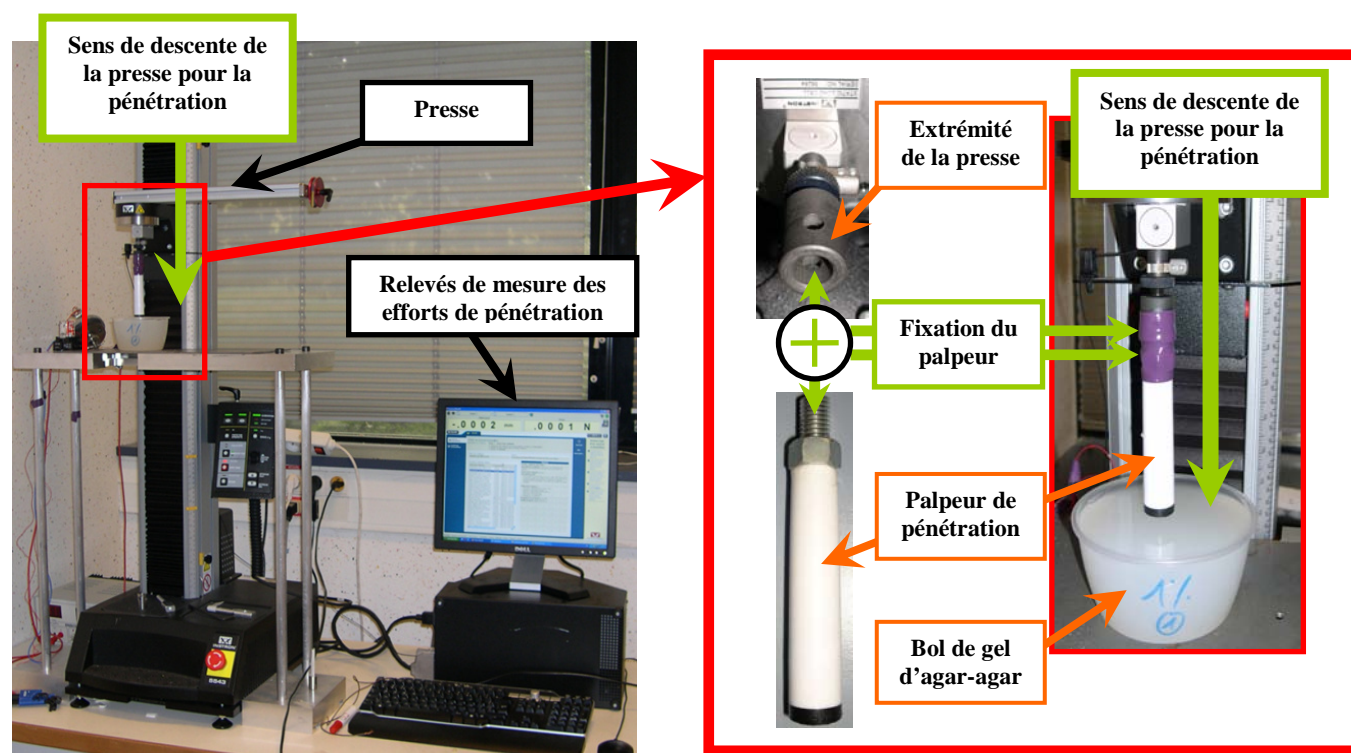


Fig. 4-2 : Dispositif de test pour les mesures des efforts de pénétration dans des gels d'agar-agar

Ces tests ont consisté à faire pénétrer verticalement le palpeur (voir Fig. 4-3), de même dimension que le robot de déploiement (avec un diamètre de 20 mm), dans des gels d'agar-agar de différentes concentrations et avec des vitesses d'avance du palpeur différentes. Le but est d'étudier l'influence de la concentration du gel et de la vitesse d'avance du palpeur sur l'effort de pénétration à fournir.

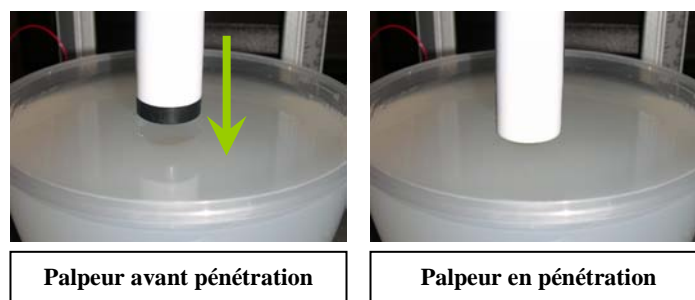


Fig. 4-3 : Pénétration du palpeur dans le gel d'agar-agar

4.1.3. Caractéristiques des tests

Trois gels de concentration différentes d'agar-agar de 0,9%, 1,0% et 1,1% (sélectionnées précédemment) ont été testés chacun suivant trois vitesses de pénétration du palpeur, en utilisant le dispositif de la Fig. 4-2 : 9 tests ont donc été réalisés au total. Le détail des caractéristiques des tests est donné dans le Tab. 4-2 ci-dessous.

Caractéristiques	Valeurs		
Diamètre du palpeur de pénétration	20 mm		
Concentrations des gels d'agar-agar sélectionnées	0,9%	1,0%	1,1%
Vitesse d'avance du palpeur	200 mm/min	500 mm/min	800 mm/min
Profondeur de pénétration dans le gel	50 mm (\pm 1 mm)		
Circonférence de gel autour du palpeur	> 20 mm		
Température	22° (\pm 1°)		

Tab. 4-2 : Caractéristiques des tests de pénétration dans les gels d'agar-agar

Pour chaque concentration, les trois tests (avec trois vitesses d'avance différentes) ont été réalisés sur le même bol de gel (voir Fig. 4-4).

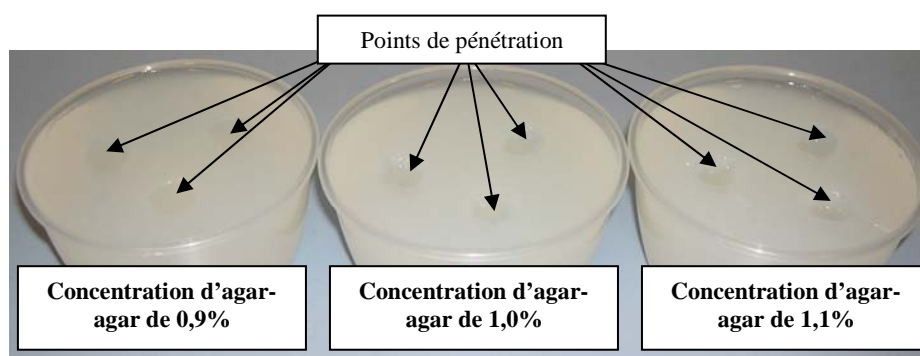


Fig. 4-4 : Bols de gel d'agar-agar après les tests de pénétration

Le choix des vitesses d'avance du palpeur pour les tests a été fait de manière à avoir des valeurs variées et représentatives de la plage de vitesses que le robot de déploiement devra atteindre pour sa progression dans le cerveau.

La profondeur de pénétration a volontairement été choisie pour être suffisamment représentative de la pénétration que le robot de déploiement devra réaliser dans le cerveau.

Remarques sur l'aspect des gels à la fin des tests

Pour certains des tests de pénétration du palpeur (voir Tab. 4-3), nous avons pu remarquer des craquelures des gels (voir Fig. 4-5), principalement pour des vitesses d'avance du palpeur faibles.

Concentration d'agar-agar	Vitesse de pénétration du palpeur	Craquelure
1,0 %	200 mm/min	A la progression du palpeur dans le gel
	500 mm/min	A la remontée du palpeur dans le gel
1,1 %	200 mm/min	A la progression du palpeur dans le gel
	500 mm/min	A la remontée du palpeur dans le gel

Tab. 4-3 : Configuration des tests de pénétration pour lesquels des craquelures ont pu être observées

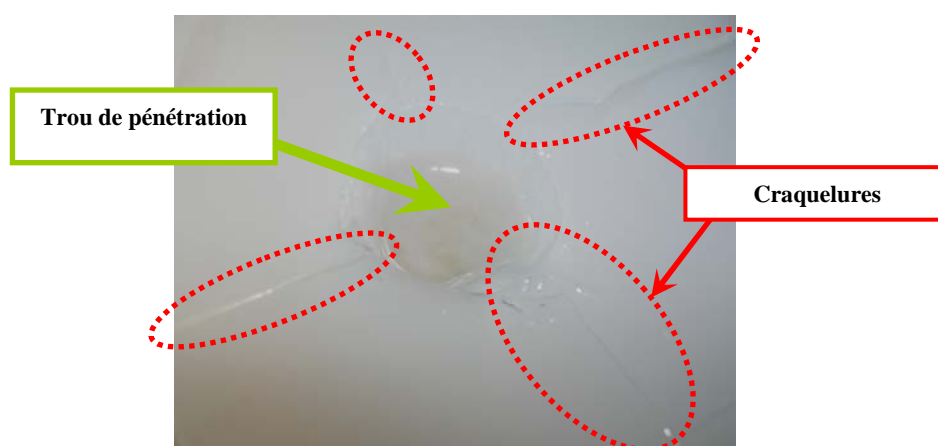


Fig. 4-5 : Traces de craquelures dans le gel après la pénétration

4.1.4. Résultats des mesures

En observant l'allure générale de l'ensemble des courbes de mesure des efforts de pénétration en fonction des déplacements du palpeur (Fig. 4-6, Fig. 4-7 et Fig. 4-8), nous pouvons observer :

- une première partie correspondant à la descente à vide du palpeur, de la position de départ jusqu'à l'entrée en contact avec le gel (efforts nuls) ;
- un pic correspondant à l'effort du palpeur pour entrer dans le gel ;
- une partie de courbe relativement croissante selon les cas (efforts positifs dus majoritairement à la résistance du gel sur la surface extrême du palpeur), correspondant à la progression du palpeur dans le gel ;
- une partie de remontée du palpeur (efforts négatifs dus aux frottements de résistance du gel sur la surface du tube du palpeur) ;
- une partie correspondant à la remontée à vide du palpeur jusqu'au retour à la position de départ du test (efforts nuls).

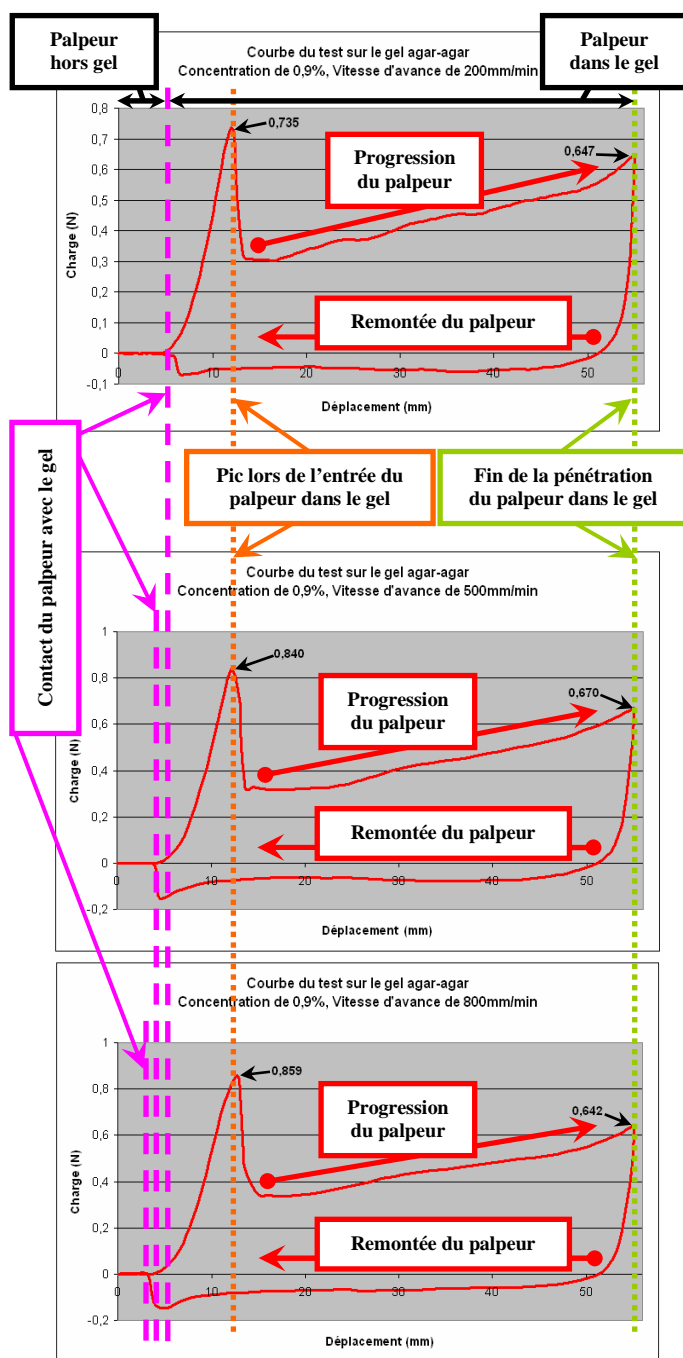


Fig. 4-6 : Courbes des efforts de pénétration (charge en Newton) en fonction des déplacements d'avance du palpeur dans du gel d'agar-agar de concentration 0,9%, pour les vitesses d'avance du palpeur de 200 mm/min, 500 mm/min et 800 mm/min

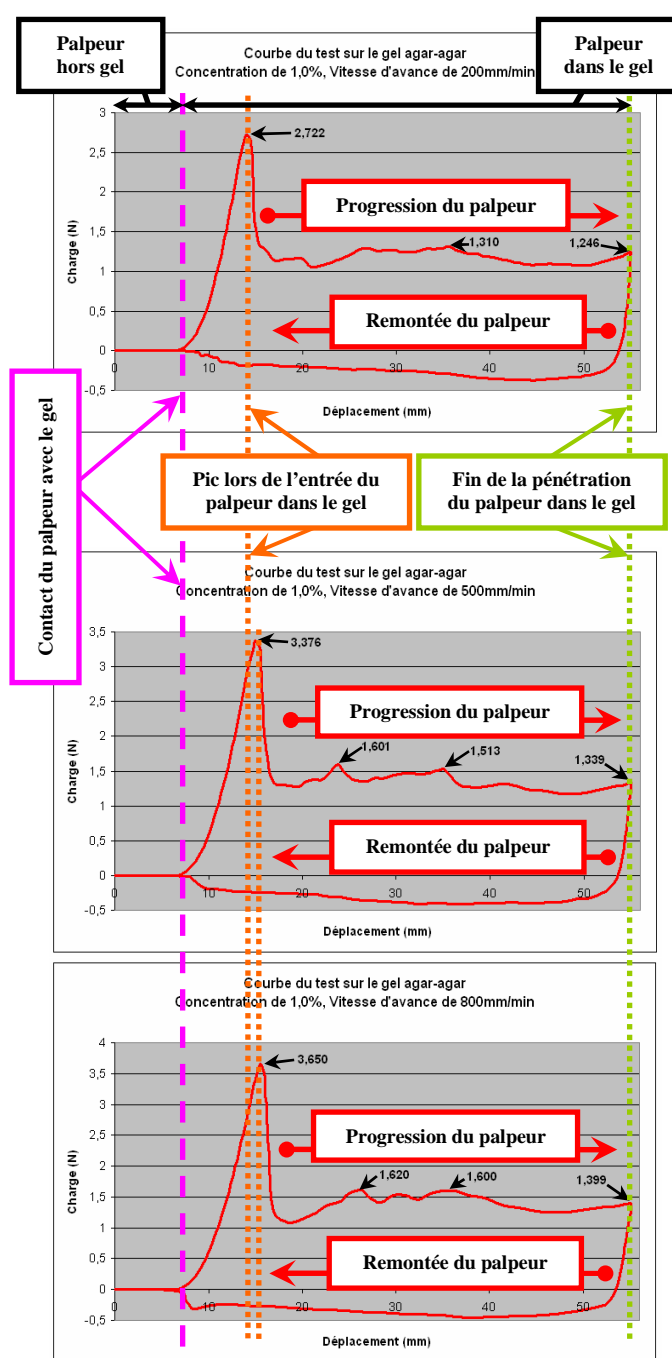


Fig. 4-7 : Courbes des efforts de pénétration (charge en Newton) en fonction des déplacements d'avance du palpeur dans du gel d'agar-agar de concentration 1,0%, pour les vitesses d'avance du palpeur de 200 mm/min, 500 mm/min et 800 mm/min

Uniquement dans le cas de la concentration de 0,9 % d'agar-agar, nous pouvons remarquer que l'effort lors de la progression augmente progressivement lors de la descente du palpeur dans le gel, et ceci, quelle que soit la vitesse d'avance du palpeur. Pour les autres concentrations, l'effort de progression est plus ou moins constant, et ce, quelle que soit la vitesse d'avance du palpeur.

Pour les tests avec la concentration de 0,9 % d'agar-agar, nous pouvons observer que le point d'entrée du palpeur dans le gel (lors de l'apparition du pic d'effort) est légèrement différent entre chaque test. Cela peut être dû au fait que la surface du gel n'était pas parfaitement horizontale. Le palpeur n'est donc certainement pas entré en contact avec le gel exactement à la même hauteur pour chacun des tests.

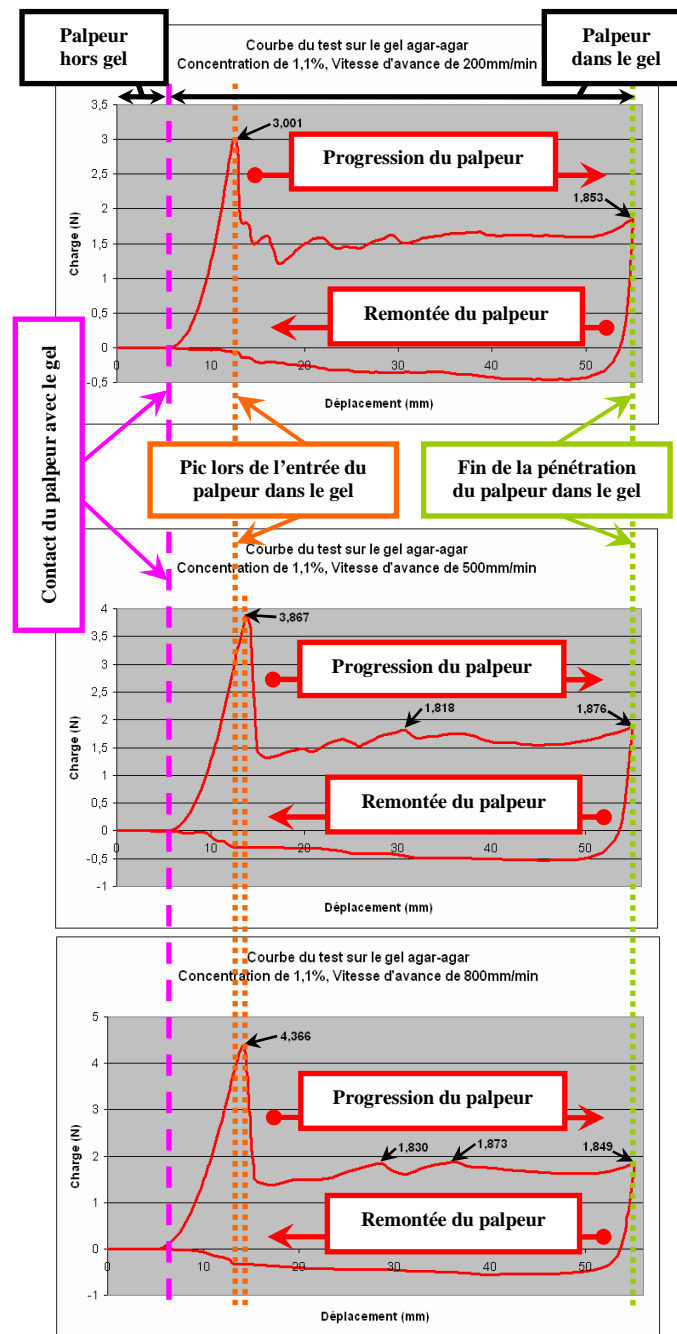


Fig. 4-8 : Courbes des efforts de pénétration (charge en Newton) en fonction des déplacements d'avance du palpeur dans du gel d'agar-agar de concentration 1,1%, pour les vitesses d'avance du palpeur de 200 mm/min, 500 mm/min et 800 mm/min

4.1.5. Influence de la concentration d'agar-agar et de la vitesse d'avance du palpeur sur les efforts de pénétration mesurés

Nous pouvons remarquer que, quelle que soit la concentration d'agar-agar des gels, la valeur du pic d'effort lors de l'entrée du pénétrateur dans la matière augmente lorsque la vitesse d'avance du palpeur augmente (voir Fig. 4-9). Le maximum des pics d'efforts d'entrée du palpeur est de **4,3 N**. Il est atteint pour la pénétration du gel d'agar-agar de concentration 1,1%, à une vitesse de 800 mm/min. Cette valeur montre que le robot de déploiement devra développer des efforts d'au moins **4 à 5 N** lors de son entrée dans le cerveau ou lors de sa progression dans des parties du cerveau relativement consistantes et compactes.

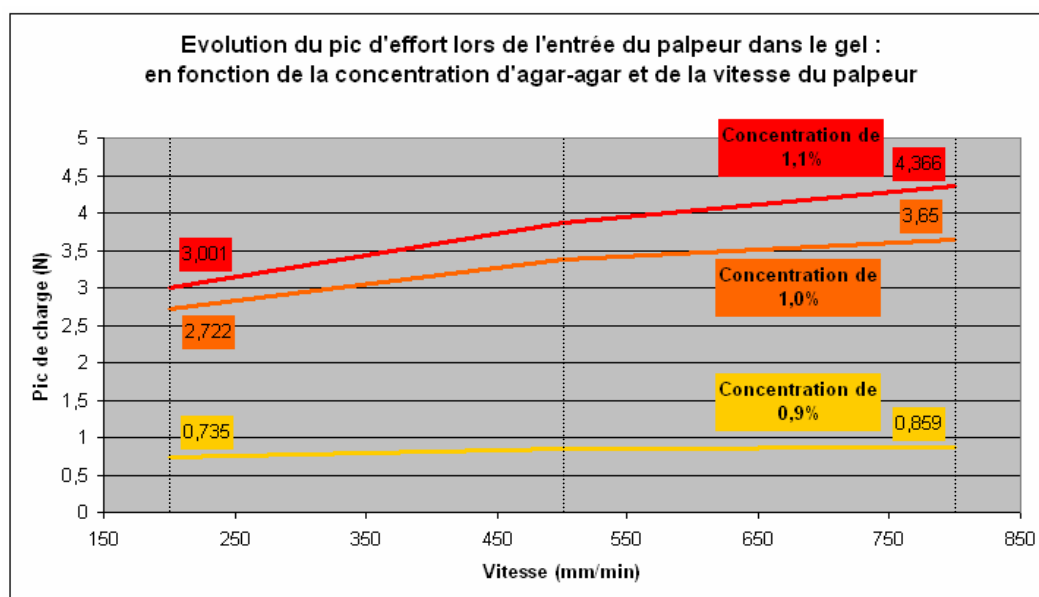


Fig. 4-9 : Courbes d'évolution du pic d'effort lors de l'entrée du palpeur dans le gel, en fonction des concentrations de gel d'agar-agar et des vitesses d'avance du palpeur

Les efforts maximums lors de la progression du palpeur dans le gel sont inférieurs aux efforts précédents (voir Fig. 4-10) : ils sont compris entre **0,6 et 1,8 N**, pour des concentrations d'agar-agar comprises de 0,9 à 1,1%. Nous pouvons donc conclure que l'effort en déploiement du robot devra atteindre **au moins 1,8 à 2 N** pour permettre une progression aisée.

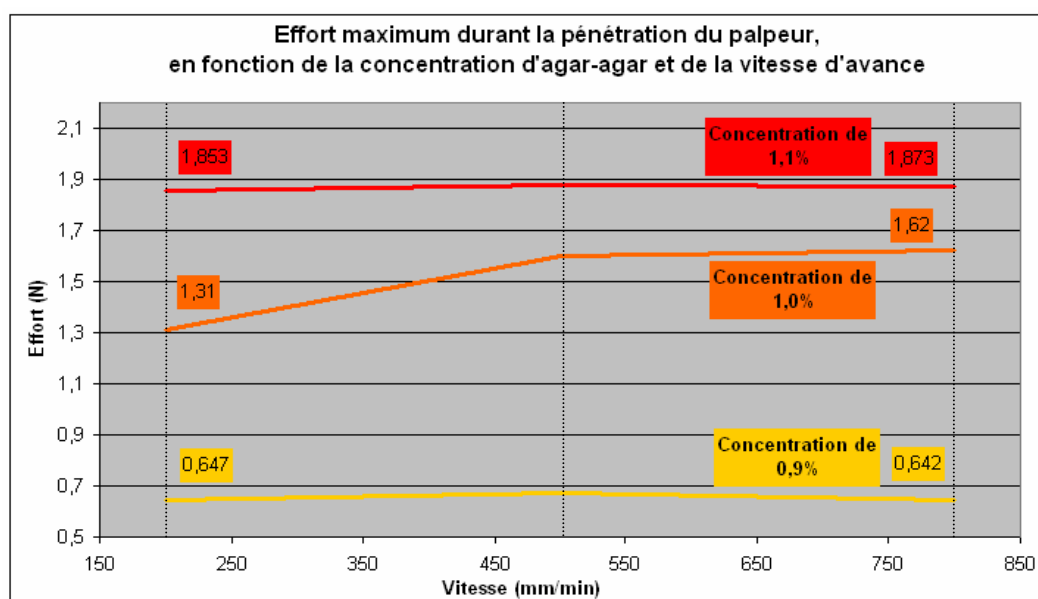


Fig. 4-10 : Courbes d'évolution de l'effort maximum relevé lors de la pénétration du palpeur dans le gel, en fonction des concentrations d'agar-agar et des vitesses d'avance du palpeur

4.2. Choix des actionneurs pour le démonstrateur

4.2.1. Actionnement motorisé déporté



Fig. 4-11 : Servomoteur Dynamixel RX 64, en vue de face et de derrière

L'actionnement déporté du système de déploiement (avec tous les avantages que cela comporte, voir chapitre 1) est constitué de servo-moteurs de type Dynamixel RX 64 (Fig. 4-11), fabriqués par la société ROBOTIS.

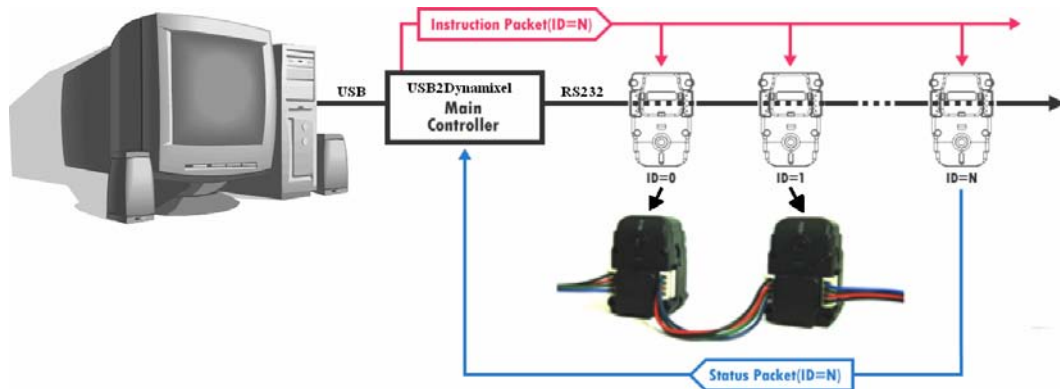


Fig. 4-12 : Schéma de montage des servomoteurs

Nous avons choisi ces servomoteurs car ils présentent, en plus de leur prix, des caractéristiques intéressantes (voir Tab. 4-4) comme : un couple important, un mode de branchement en série et par connexion USB (Fig. 4-12), différentes mesures et retours d'informations possibles, etc.

Caractéristiques	Description	Valeurs	Remarques éventuelles
Modèle du moteur	Maxon RE-MAX	-	
Poids	-	125 g	
Dimensions	-	40,2x61,1x41mm	
2 modes de fonctionnement	Mode « Joint » : 1 tour	0 - 300°	Pilotage en position et en vitesse
	Mode « Wheel » : nombre de tours illimité	-	Pilotage en vitesse
Plage morte	Pas de mesure de position sur cette plage	300° - 360°	
Différents retours d'informations	Position	0 - 1023 (incréments) 0 - 300 (degrés)	Mesure incrémentale de l'encodeur
	Vitesse	0 - 1023 (incréments) 0 - 113,553 (tr/min)	Valeur incrémentale calculée
	Charge (couple)	-	
	Tension d'entrée	-	
Courant d'alimentation	Valeur max	1,2 A	
Tension d'alimentation	Valeur max	21 V	
Charge (couple)	sous une tension de 15 V	6,44 N.m	
	sous une tension de 18 V (recommandée)	7,72 N.m	
	sous une tension de 21 V	9,00 N.m	Couple important
Réducteur	Rapport de réduction	1/200	
Résolution	-	0,29°	
Connection	Montage en série des moteurs Connexion PC via un adaptateur RS232/USB	-	
Vitesse de communication	-	7,3Kbps - 1Mbps	

Tab. 4-4 : Caractéristiques majeures des moteurs Dynamixel RX 64

Les servomoteurs actionnent en rotation des bobines (fixées aux extrémités des rotors) qui enroulent et déroulent les câbles des différents modules du système.

Les moteurs étant déportés, ils sont disposés dans une partie séparée du système de déploiement : dans un bâti en dessous du système de déploiement (Fig. 4-13).

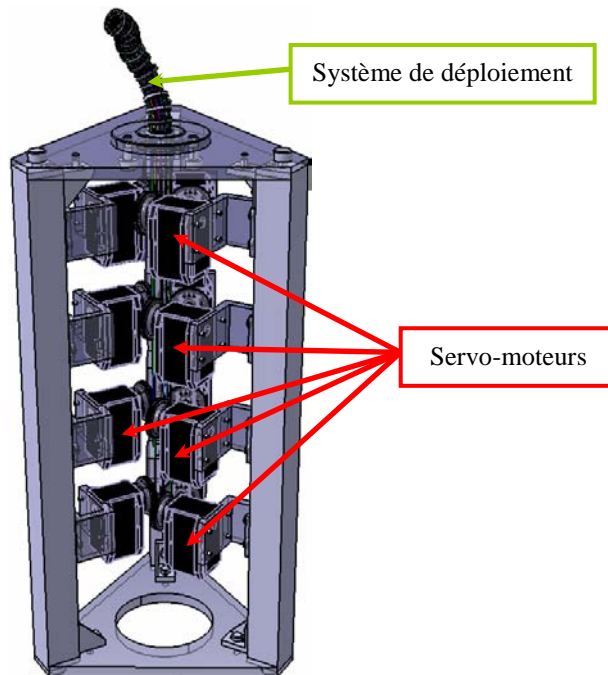


Fig. 4-13 : Disposition des servo-moteurs par rapport au système de déploiement dans l'assemblage global du « démonstrateur »

4.2.2. Dimensionnement des moteurs

4.2.2.1. Cas de modules à ressorts

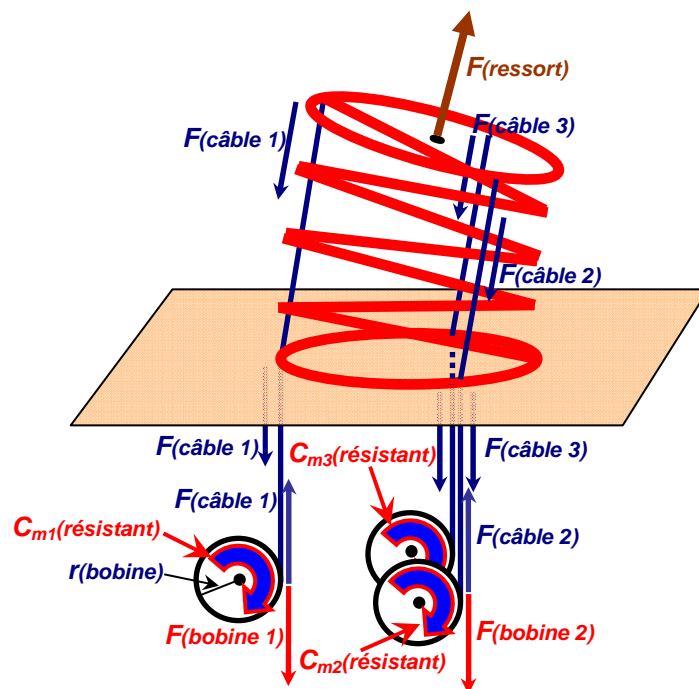


Fig. 4-14 : Schéma des efforts en quasi-statique pour un module à ressorts

Idéalement, les efforts en bout de module doivent se répartir équitablement entre les trois câbles. Dans ce cas, pour le câble numéro « i », nous aurions donc :

$$F_{\text{câble "i"}} = \frac{F_{\text{ressort}}}{3} \quad (4-1)$$

Prenons le cas le plus défavorable pour un moteur, en supposant que deux des câbles soient délestés. Ceci peut arriver :

- lorsque le module est complètement déployé et qu'un seul moteur est actionné ;
- ou lors du déploiement, si deux des moteurs déroulent leurs câbles un instant avant le troisième moteur : ce dernier supporte alors toute la charge imposée par le ressort.

Nous allons alors considérer l'effort maximal transmis au moteur numéro « i » par le câble numéro « i » comme étant égal à l'effort total du ressort. De plus, l'effort des câbles est transmis en intégralité aux bobines d'enroulage fixées aux arbres des moteurs (voir Fig. 4-14). Nous avons donc :

$$F_{\text{ressort}} = F_{\text{câble "i"}} = -F_{\text{bobine "i"}} \quad (4-2)$$

Nous pouvons en déduire l'expression de la norme du couple résistant maximum qu'un moteur doit être capable de développer :

$$C_{\text{max, moteur "i"}} = F_{\text{bobine}} \times r_{\text{bobine}} = F_{\text{ressort}} \times r_{\text{bobine}} \quad (4-3)$$

De plus, nous avons :

$$F_{\text{ressort}} = K_{\text{ressort}} \times \Delta L_{(\text{compression_ressort})} \quad (4-4)$$

avec K_{ressort} : raideur du ressort

Nous notons C_c le coefficient de compression des ressorts (rapport entre la longueur à vide des ressorts et la longueur des ressorts totalement comprimés). Nous avons donc :

$$F_{\text{max_ressort}} = K_{\text{ressort}} \times \frac{L_{\text{ressort_à_vide}}}{C_c} \quad \left(\text{avec } C_c = \frac{L_{\text{ressort_à_vide}}}{\Delta L_{(\text{compression_max_ressort})}} \right) \quad (4-5)$$

En utilisant (4-3) et (4-5), nous avons aussi :

$$C_{\text{max, moteur "i"}} = K_{\text{ressort}} \times \frac{L_{\text{ressort_à_vide}}}{C_c} \times r_{\text{bobine}} \quad (4-6)$$

Pour des raisons d'encombrement (voir section 4.3. : conception du démonstrateur sous « CATIA »), nous avons fixé le rayon des bobines à 15 mm.

Les ressorts les plus raides disponibles pour nos tests ont des raideurs telles que :

$$K_{\text{ressort}} < 10\,000 \text{ N/m (10 N/mm)}$$

De plus, les coefficients de compression sont tels que : $C_c > 2$

Pour le cas de notre démonstrateur réel, nous avons : $L_{\text{ressort à vide}} = 40 \text{ mm}$

Nous pouvons donc calculer le couple maximum que doit pouvoir fournir chaque moteur :

$$C_{\text{max, moteur "i"}} = 10 \times \frac{40}{2} \times 15 = 3000 \text{ N.mm} \quad (4-7)$$

Les moteurs doivent donc pouvoir fournir un couple d'au moins 3000 N.mm. En observant la documentation des moteurs Dynamixel RX 64 choisis, le couple maximum fourni par ces moteurs peut atteindre 9000 N.mm sous une alimentation maximale de 21 V. Les moteurs choisis sont donc surdimensionnés pour une utilisation avec des modules à ressorts (avec les ressorts dont nous disposons). Ce choix nous laisse une certaine marge de sécurité pour ne pas se retrouver avec des moteurs bloqués (coefficient de sécurité de $9/3 = 3$).

4.2.2.2. Cas de modules pneumatiques

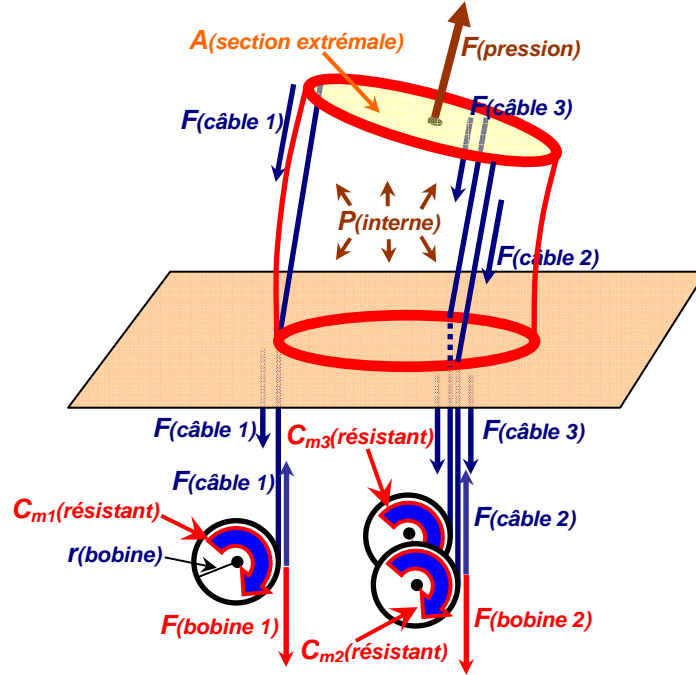


Fig. 4-15 : Schéma des efforts en quasi-statique pour un module pneumatique

Les efforts maximaux transmis aux câbles sont majoritairement dus à l'effort de la pression interne sur la section extrême intérieure du module (voir Fig. 4-15). Nous avons donc la relation :

$$F_{\text{pression}} = P_{\text{interne}} \times A_{\text{section_extremum}} = P_{\text{interne}} \times \pi \times r_{\text{tube}}^2 \quad (4-8)$$

Et donc :

$$C_{\text{max, moteur "i"}} = F_{\text{pression}} \times r_{\text{bobine}} = P_{\text{interne}} \times \pi \times r_{\text{tube}}^2 \times r_{\text{bobine}} \quad (4-9)$$

Le réseau utilisé fournit une pression d'alimentation de 6×10^5 Pascals. Le rayon interne des tubes pneumatiques devant être de l'ordre de 15 mm, nous avons donc :

$$C_{\text{max, moteur "i"}} = 6 \times 10^5 \times \pi \times 0,015^2 \times 0,015 = 6,361 \text{ N.m} \quad (4-10)$$

Le couple maximum des moteurs étant de 9 N.m, ils sont suffisamment résistants pour pouvoir actionner un module pneumatique avec une pression interne de 6×10^5 Pascals.

4.3. Conception d'un démonstrateur à ressorts

4.3.1. Modélisation CAO de l'assemblage du démonstrateur à ressorts avec le logiciel « CATIA »

Le détail de la conception de l'ensemble du démonstrateur est présenté et expliqué dans l'annexe n°5. Le système modélisé, obtenu une fois assemblé sous « CATIA », est présenté Fig. 4-16.

La vue de face permet de voir l'assemblage du bâti, avec les différents sous-assemblages « poutre et motorisation » (avec trois moteurs suivant chaque étage pour l'actionnement de chacun des modules du système) et le « système modulaire » disposé au niveau supérieur du bâti. De plus, nous avons rajouté, sur cette illustration, la représentation d'un dispositif de glissière pour avancer la base du système modulaire. En effet, cet élément n'a pas encore été pris en compte dans la conception du démonstrateur réel, mais devra être intégré dans une version future pour permettre d'exploiter complètement la stratégie de déploiement et notamment la « Fonction Stratégie » ($N_f = 1$) : « Avance de la base du système ».

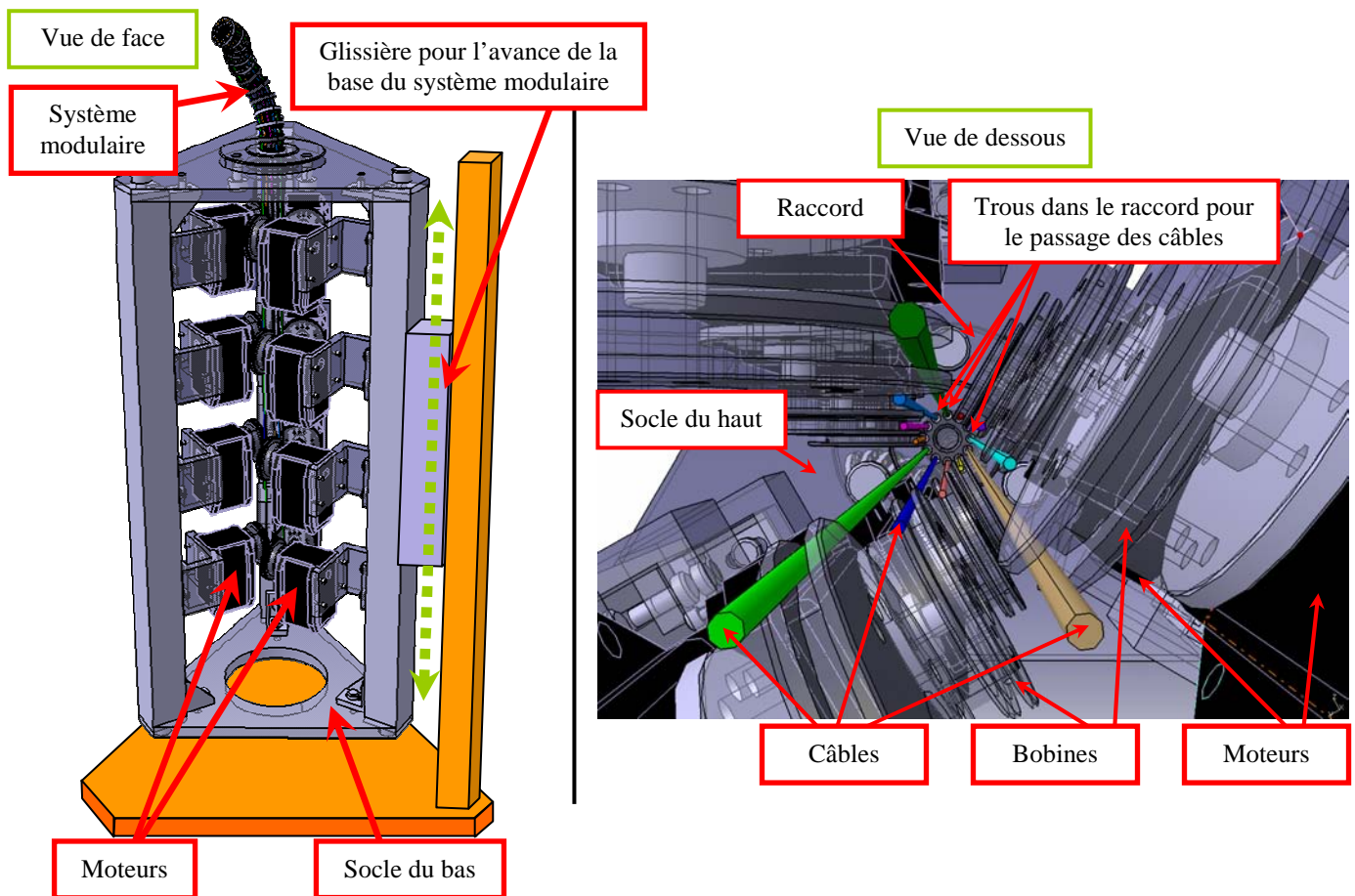


Fig. 4-16 : Assemblage global du « démonstrateur »

La vue de dessous permet de pouvoir vérifier le bon alignement des câbles sortant des bobines, avec les trous de passage dans le « raccord » du « socle du haut ». Nous pouvons aussi remarquer un décalage très précis des moteurs entre les différents étages, pour permettre l'accès aux câbles par les moteurs situés dans les niveaux inférieurs, et réaliser ainsi l'actionnement de tous les câbles disposés tous les 30° sur une circonférence de 360° (en sachant qu'il n'y a que quelques millimètres entre chaque trou de passage des câbles au niveau du « raccord » du « socle du haut »).

4.3.2. Fabrication du démonstrateur et assemblage réel

Après la phase de conception assistée par ordinateur sous « CATIA » et la validation du dimensionnement de chaque pièce, une mise en plan a été réalisée avec une cotation fonctionnelle des diverses contraintes à respecter lors de l'usinage.

Certains usinages ont pu être réalisés au sein du « Centre de Transfert Technologique » de l'IFMA (les « pattes de fixation », les usinages et perçages des « socles », la coupe des « poutres ») mais d'autres ont dû être sous-traités par des fabricants extérieurs (les « anneaux de guidage », les « bobines » et le « raccord »). Dans ce cas, différents sous-traitants ont été mis en concurrence (analyse de différents devis et choix des sous-traitants).

Le démonstrateur à ressorts, assemblé et finalisé, est présenté dans les Fig. 4-17 et Fig. 4-18.

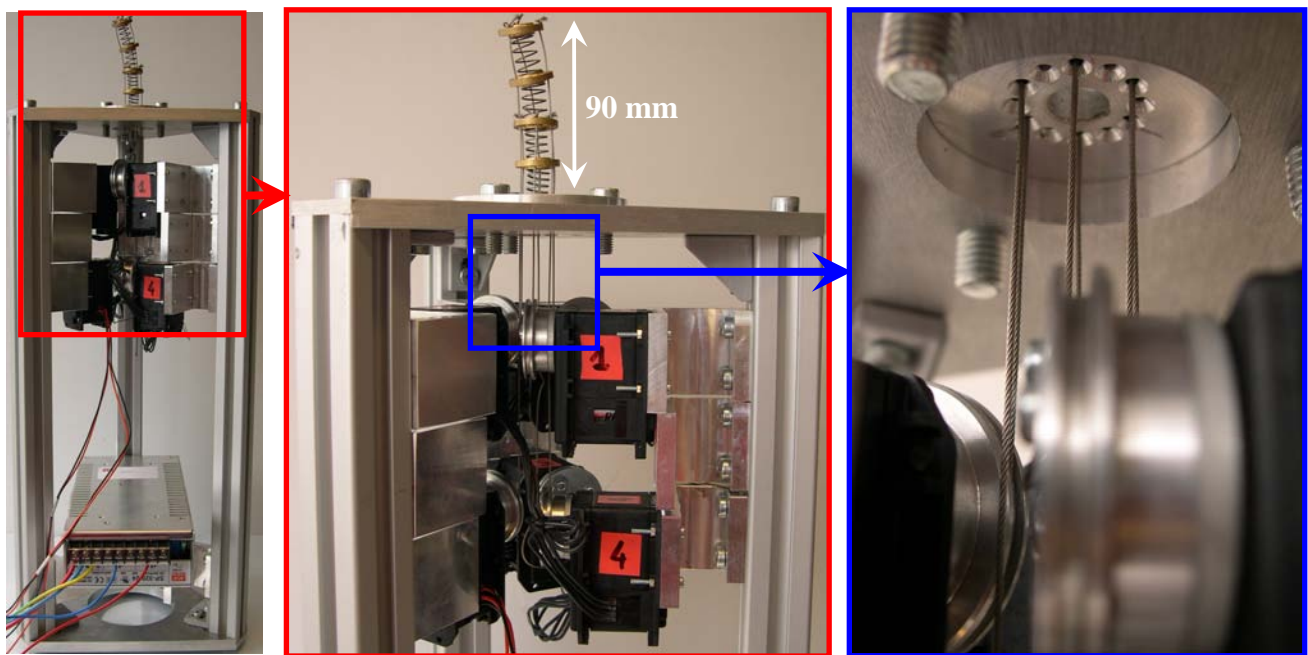


Fig. 4-17 : Photos du démonstrateur ayant deux modules à ressorts, zoom sur la vue de face

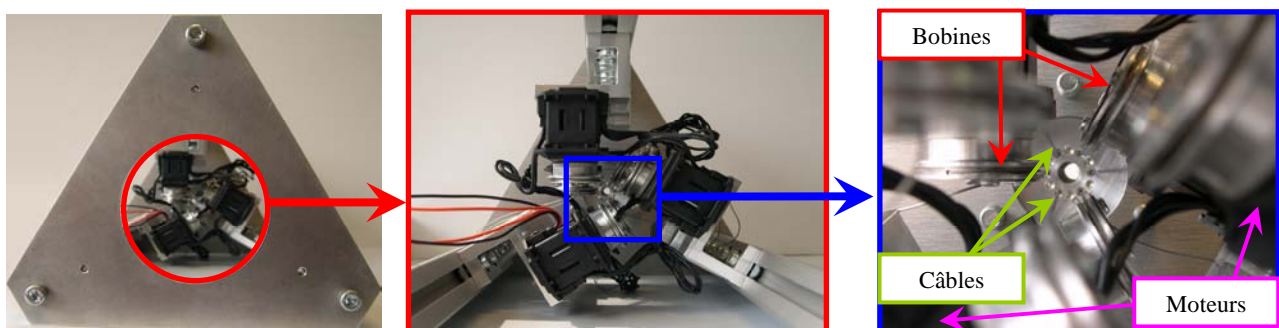


Fig. 4-18 : Photos du démonstrateur ayant deux modules à ressorts, zoom sur la vue de dessous

4.4. Programmation sous MatLab d'une « Interface Homme-Machine » pour modéliser, simuler et commander le démonstrateur

L'« IHM » (« Interface Homme Machine ») présente une structure arborescente qui se décompose en différents menus corrélés les uns aux autres. L'architecture logicielle ainsi que l'utilisation de l'IHM est présentée en détails dans l'annexe n°6.

Dans cette partie, nous allons seulement présenter les menus et les fonctionnalités majeures de l'IHM qui ont été utilisés lors des simulations ou des tests du démonstrateur. Des compléments d'information peuvent être consultés en annexe n°6.

4.4.1. Modélisation et construction de la trajectoire à suivre par le robot

Deux méthodes ont été programmées pour construire les trajectoires à faire suivre par le robot de déploiement : soit en construisant la trajectoire arbitrairement à partir de paramètres de courbure prédéfinis, soit en construisant la trajectoire à partir de points définis sur des coupes IRM (méthode présentée dans le chapitre 3)

Dans cette partie, nous ne présentons que la première méthode de construction des trajectoires, la deuxième est consultable dans l'annexe n°6. Pour cette méthode de construction de la trajectoire à partir de la définition des paramètres de courbure, la fenêtre de construction de trajectoire est basculée en mode de « Définition des paramètres de courbure de chaque arc de cercle », en sélectionnant le mode correspondant dans l'onglet déroulant du haut de la fenêtre (Fig. 4-19).

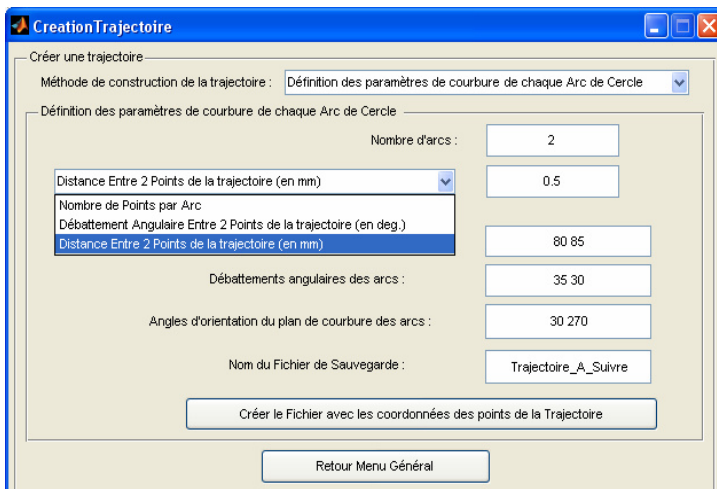


Fig. 4-19 : Menu « Création de la Trajectoire » en entrant les paramètres de courbure

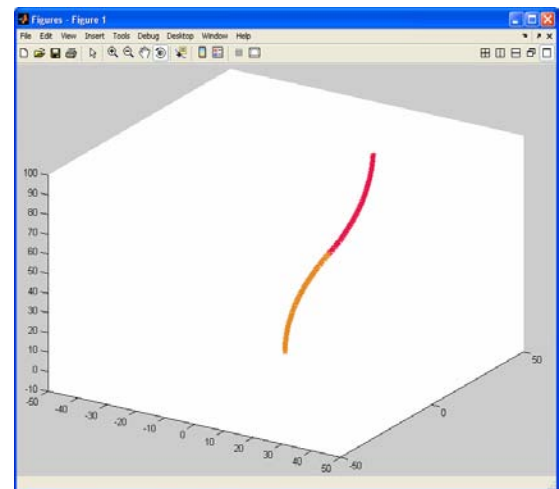
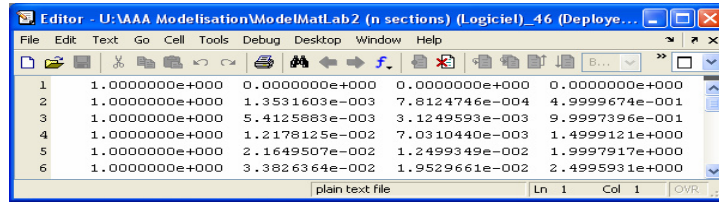


Fig. 4-20 : Représentation 3D de la trajectoire

Ensuite, différents paramètres doivent être définis : le nombre d'arcs, la manière d'espacer les points de chaque arc (par un nombre défini de points par arc ou par une distance d'espacement entre chaque point), les rayons de courbure des arcs, les débattements angulaires des arcs (ou angles d'inclinaison « α_i »), les angles d'orientation des plans de courbure « φ_i ». Enfin, le nom du fichier de sauvegarde des coordonnées des points de la trajectoire doit être précisé.

En cliquant sur « Créer le fichier avec les coordonnées des points de la trajectoire », la trajectoire est construite, grâce à un sous-programme qui calcule les coordonnées de chaque point, arc par arc, en utilisant des transformations par opérateurs homogènes, définies à partir des paramètres de courbure de chaque arc (opérateurs de rotation centrée au centre de courbure de chaque arc), tout en respectant aussi la condition de continuité de la trajectoire. Cette routine prend quelques secondes de calcul. A la fin, une représentation 3D est affichée (Fig. 4-20) et le fichier de points est enregistré (Fig. 4-21) et il est disponible dans le dossier global de l'IHM.



1	1.0000000e+000	0.0000000e+000	0.0000000e+000	0.0000000e+000
2	1.0000000e+000	1.3531603e-003	7.8124746e-004	4.9999674e-001
3	1.0000000e+000	5.4125883e-003	3.1249593e-003	9.9997396e-001
4	1.0000000e+000	1.2178125e-002	7.0310440e-003	1.4999121e+000
5	1.0000000e+000	2.1649507e-002	1.2499349e-002	1.9997917e+000
6	1.0000000e+000	3.3826364e-002	1.9529661e-002	2.4995931e+000

Fig. 4-21 : Fichier de coordonnées des points de la trajectoire créée

4.4.2. Modélisation géométrique

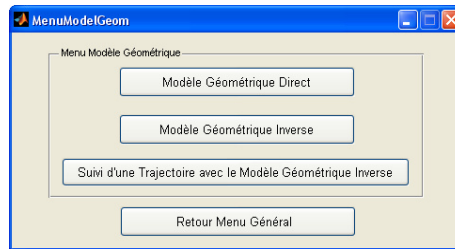


Fig. 4-22 : Menu « Modèle géométrique »

Le menu de modélisation géométrique (Fig. 4-22) permet d'accéder à trois sous menus :

- un sous-menu de modélisation géométrique directe, représentant le robot dans des poses données, en entrant des longueurs de câbles ;
- un sous-menu de modélisation géométrique inverse, permettant un calcul de vérification par le modèle géométrique inverse ;
- un sous-menu de simulation du suivi de trajectoires en utilisant le modèle géométrique inverse et la stratégie de déploiement bio-inspirée (décrite dans le chapitre 3).

4.4.2.1. Modélisation géométrique directe

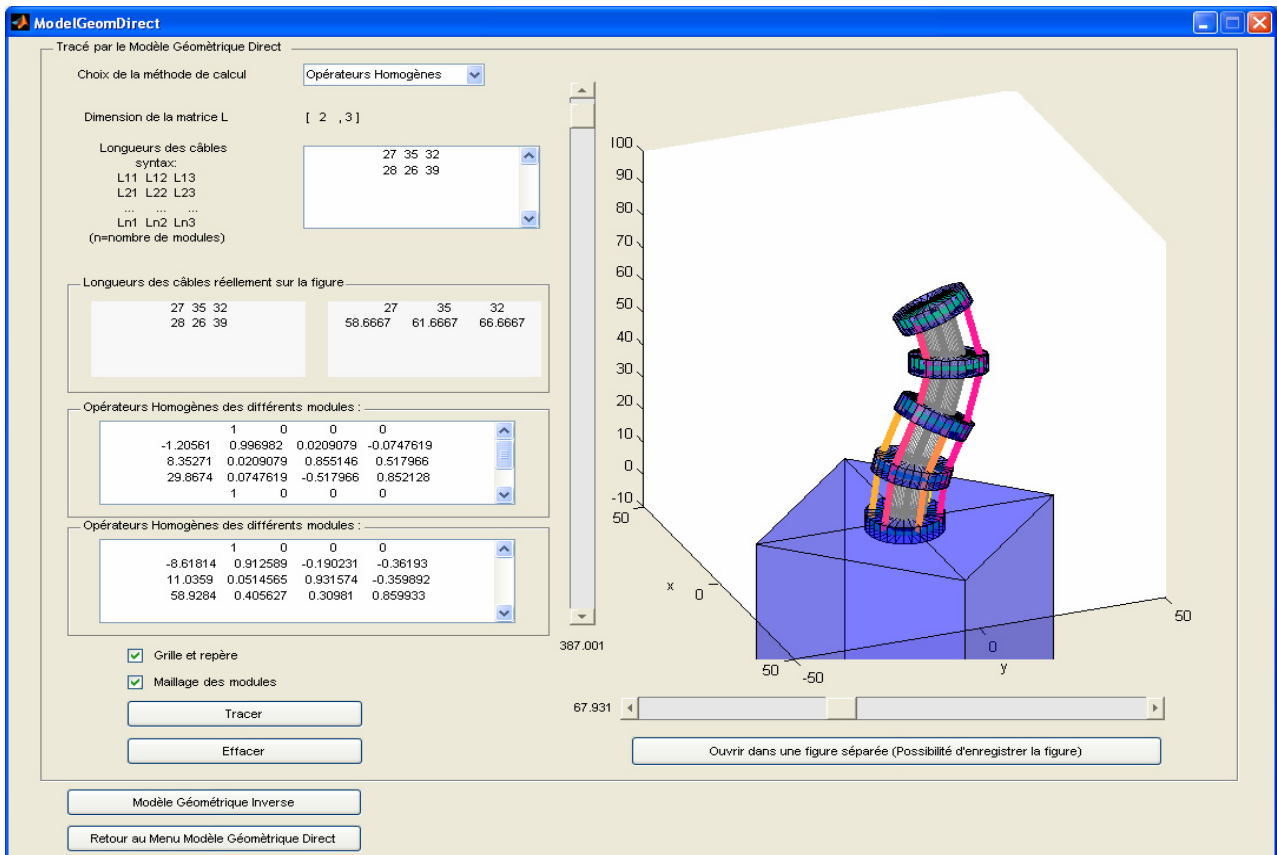


Fig. 4-23 : Menu « Tracé du système par le modèle géométrique direct »

Ce menu permet de représenter le robot dans des poses différentes, en entrant les longueurs des câbles de chacun des modules (Fig. 4-23).

L'utilisateur peut vérifier la dimension de la matrice « L » comprenant les longueurs des câbles, par visualisation d'une indication de la « Dimension de la matrice L » qui s'actualise automatiquement. En effet, lors de la paramétrisation du robot au préalable, le nombre de modules a été défini : ce nombre fixe le nombre de lignes de la matrice contenant les longueurs des câbles (le nombre de colonnes étant trois, car il y a trois câbles par module).

En cliquant sur « Tracer », le robot s'affiche dans la pose souhaitée, et les opérateurs homogènes, de chacun des modules et du robot global, s'incrivent dans les deux zones de texte prévues. La vue peut être tournée suivant toutes les directions grâce aux deux barres de translation verticale et horizontale. Pour enregistrer et conserver l'image de la pose du robot, cette dernière peut être extraite dans une fenêtre séparée, en cliquant sur « Ouvrir dans une fenêtre séparée ».

Une fois toutes les tâches terminées, un bouton permet d'accéder directement au menu du modèle géométrique inverse pour effectuer des calculs de vérification.

4.4.2.2. Modélisation géométrique inverse

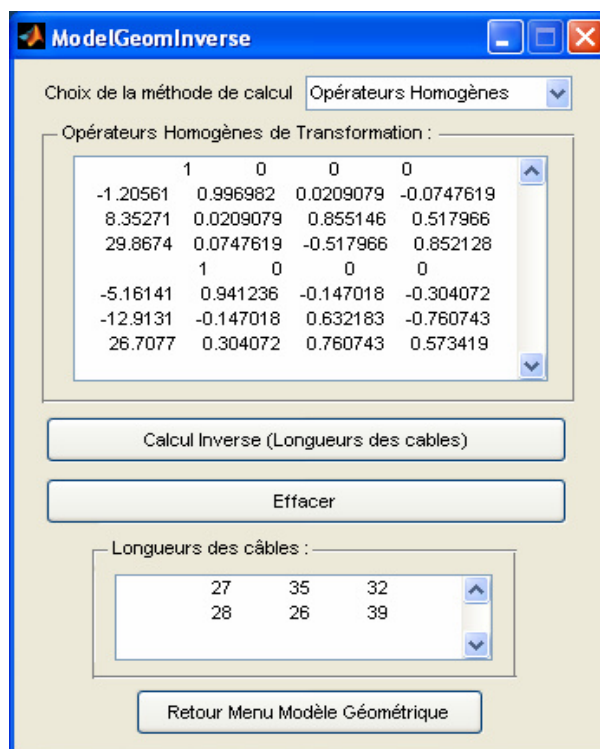


Fig. 4-24 : Menu « Modèle géométrique inverse »

Ce menu (Fig. 4-24) permet d'effectuer des calculs de vérification des longueurs des câbles par le modèle géométrique inverse, en entrant les opérateurs homogènes de chacun des modules (les uns à la suite des autres dans la zone de texte de la fenêtre). En cliquant sur « Calcul Inverse », le calcul est lancé. Pour effacer un calcul effectué, il faut cliquer sur « Effacer » et les longueurs des câbles disparaissent.

4.4.2.3. Simulation du suivi de trajectoires en utilisant la stratégie de déploiement bio-inspirée

Ce menu (Fig. 4-25) permet de simuler le suivi de trajectoires par le robot de déploiement, en utilisant la stratégie de déploiement bio-inspirée. Il est possible d'afficher la représentation de la tête d'un patient. En cliquant sur « Afficher Trajectoire », la trajectoire s'affiche à l'écran, mais il faut avoir entré, au préalable, le nom du fichier de coordonnées de points dans la zone de texte « Fichier de trajectoire à charger ». Si la trajectoire vient d'être créée avec le menu de création de trajectoire, le nom du fichier s'inscrit automatiquement dans le menu de simulation du suivi.

Un certain nombre d'options peuvent être sélectionnées pour le rendu de la simulation :

- affichage du repère ;

- maillage du système (affichage des pièces en trois dimensions) ;
- affichage des anneaux ;
- calcul d'erreurs (calcul des erreurs de suivi de trajectoire) : un sous-menu s'affiche « Calcul Erreur Suivi Trajectoire » en bas de la fenêtre et permet d'afficher les valeurs d'erreurs maximales résultant de toute la simulation, de tracer en trois dimensions le suivi des centres des anneaux par rapport à la trajectoire à suivre et de tracer les courbes d'évolution de l'erreur de suivi de chacun des anneaux tout au long de la simulation ;
- calcul de la commande des moteurs (calcul et enregistrement dans un fichier des positions angulaires de chacun des moteurs pour chaque pas du déploiement) ;
- enregistrement d'une vidéo de la simulation dans un fichier de format « .avi » dont le nom doit être spécifié dans la zone de texte prévue.

Une fois toutes les options définies, la simulation peut être lancée en cliquant sur « Lancer le déploiement ». L'écran peut être effacé à tout moment en cliquant sur « Effacer l'écran ». La configuration de la taille de l'affichage de la fenêtre de simulation peut être modifiée (si le système dépasse les limites de la fenêtre) en cliquant sur « Config. Affichage ».

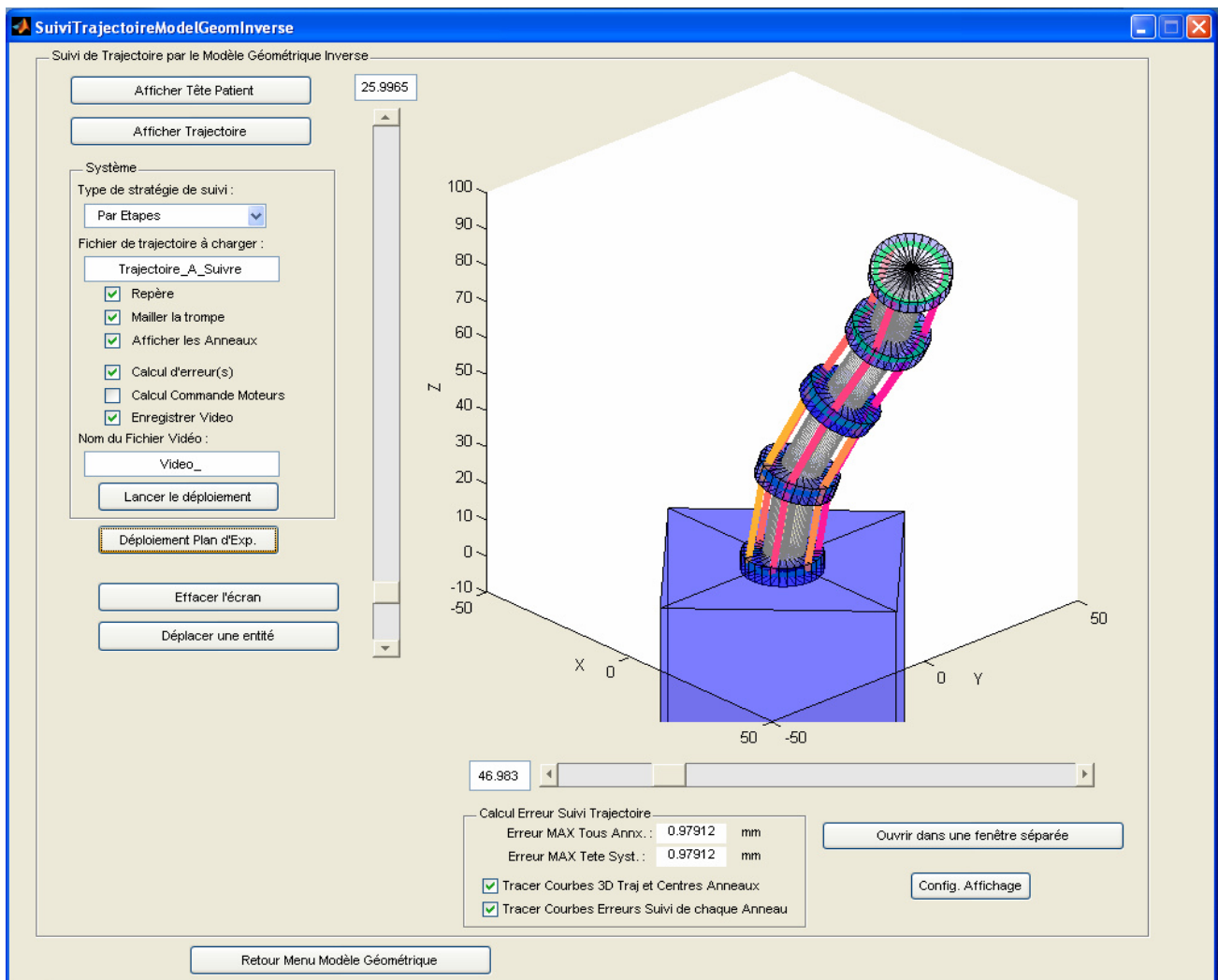


Fig. 4-25 : Menu « Suivi de trajectoire avec le modèle géométrique inverse » en utilisant la stratégie de déploiement bio-inspirée

Ce menu peut aussi être utilisé pour lancer des plans d'expérience de simulations, en cliquant sur « Déploiement Plan d'Exp. ».

4.4.2.4. Réalisation de plans d'expérience de simulation de suivi de trajectoires

Une fois cliqué sur le bouton « Déploiement Plan d'Exp. » du menu de « Suivi de trajectoire par le modèle géométrique inverse », l'onglet « déploiement en boucle » de définition des plans d'expérience s'ouvre en bas à gauche de la fenêtre (Fig. 4-26).

Un premier menu déroulant permet de sélectionner le type de plan d'expérience : complet ou aléatoire. D'autres types de plans pourraient être définis et rajoutés. L'exemple présenté montre la définition d'un plan complet. Un certain nombre de paramètres peuvent être pris en compte pour l'exécution du plan d'expérience : le nombre d'arcs, la définition de l'écartement entre chaque point de la trajectoire (nombre de points par arc ou distance entre chaque point), la longueur des arcs, l'angle de courbure des arcs (ou angle « α » d'inclinaison), l'angle d'orientation du plan de courbure « φ » des arcs. Pour chacun de ces paramètres, une plage de valeurs est définie (valeur minimale et maximale de la plage). Le nombre de valeurs par paramètre est aussi à définir dans la zone de texte prévue. Dans notre exemple, seuls la longueur des arcs et les deux angles varient. Les trois valeurs entrées « 3 », « 4 » et « 6 » correspondent au nombre de valeurs que prennent respectivement : les longueurs des arcs (3 valeurs de : 35 mm, 40 mm ou 45 mm), les angles de courbure des arcs (4 valeurs de : 0,001°, 30°, 60° ou 90°), les angles d'orientation des arcs (6 valeurs de : 0°, 60°, 120°, 180°, 240° ou 300°).

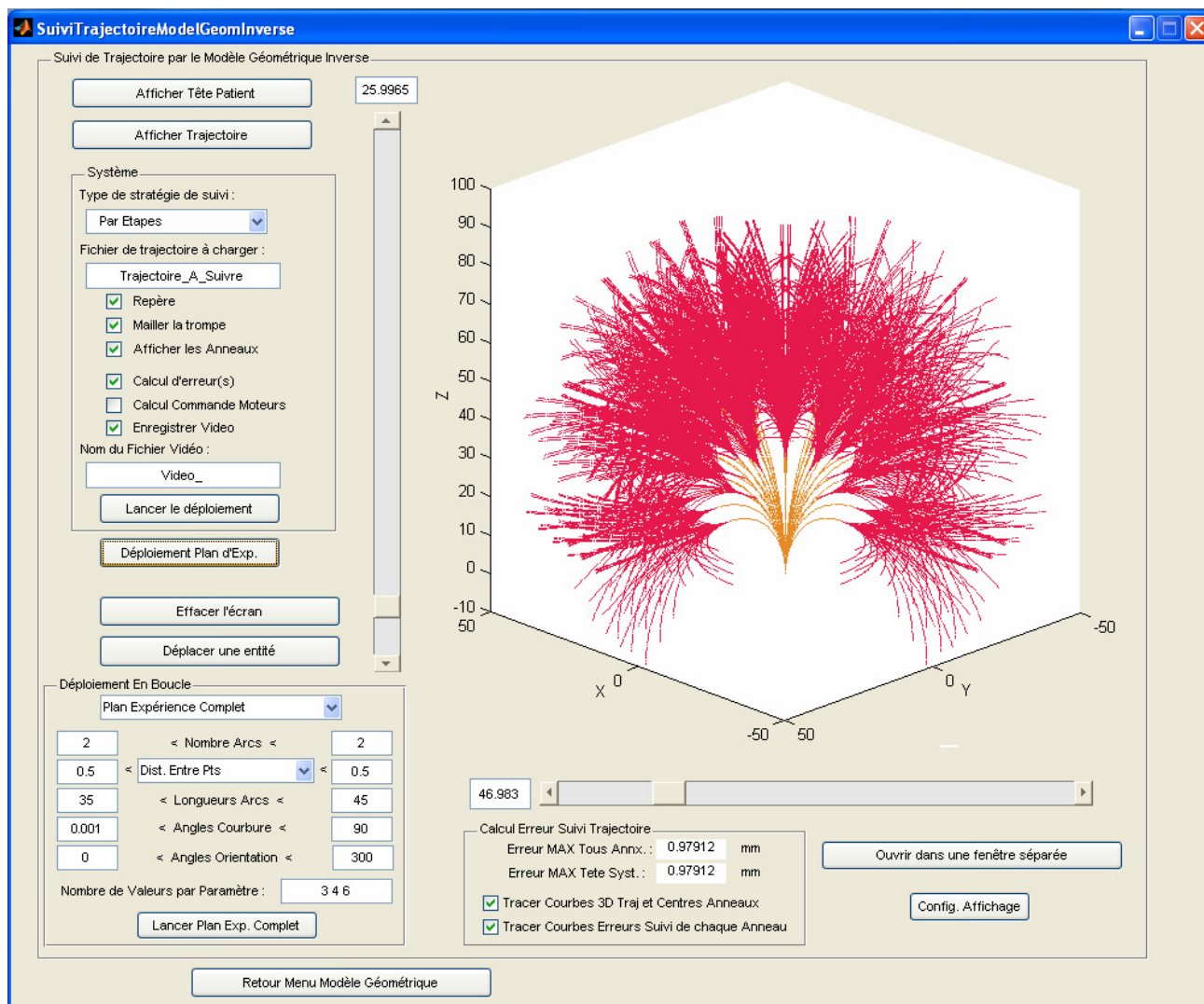


Fig. 4-26 : Menu « Suivi de trajectoire avec le modèle géométrique inverse » en mode plan d'expérience, faisant apparaître l'ensemble des trajectoires simulées

Une fois tous les paramètres définis, le plan d'expérience peut être lancé en cliquant sur le bouton « Lancer Plan Exp. Complet ». Chaque trajectoire (construite et utilisée pour la simulation de suivi) s'affiche alors une à une à l'écran. La représentation finale de l'exemple présenté donne une idée de l'espace de travail total du robot. A chaque simulation de suivi, l'erreur géométrique maximale peut être calculée (si l'option « Calcul d'erreur(s) » a été cochée avant de lancer le plan d'expérience). Elle s'affiche à l'écran à chaque fin de simulation. L'ensemble des erreurs géométriques de toutes les simulations du plan est ensuite enregistré dans un fichier pour des traitements et analyses ultérieures (par exemple : étude de l'évolution de l'erreur géométrique en fonction des variations de valeurs des paramètres du plan).

4.4.3. Commande du démonstrateur réel

Lorsqu'une simulation de suivi de trajectoire a été réalisée, en ayant pris soin de cocher l'option « Calcul Commande Moteurs » de la fenêtre de simulation de suivi, un fichier MatLab de format « .m » est créé, contenant les positions angulaires des différents moteurs à chaque pas du déploiement. Ce fichier peut être utilisé ensuite pour l'actionnement des moteurs du démonstrateur réel. Dans le « Menu Général », il faut ouvrir le sous-menu « Commande du système ». La fenêtre « Commande des Moteurs » s'ouvre alors (Fig. 4-27).

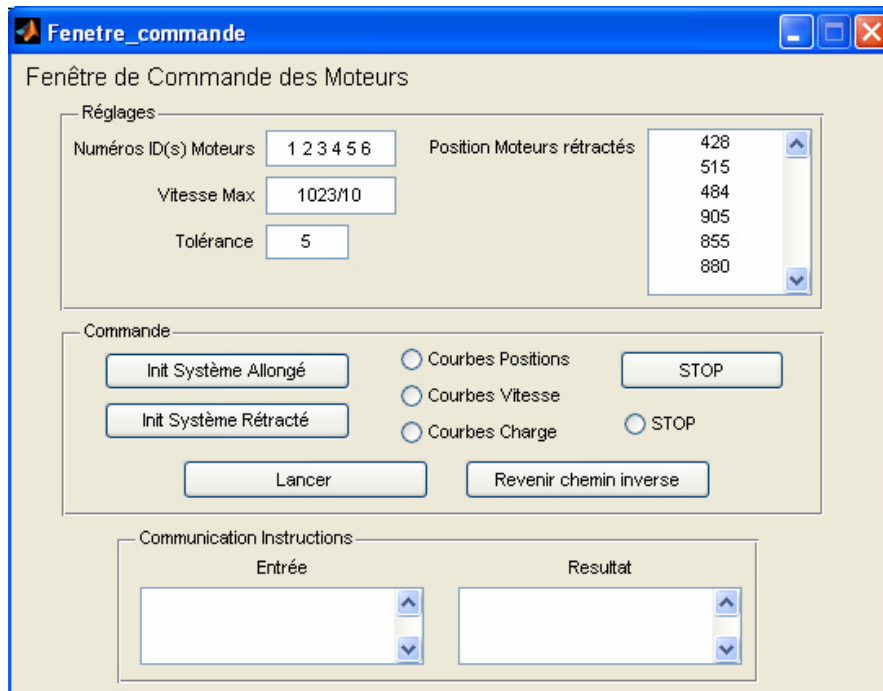


Fig. 4-27 : Fenêtre de « Commande des Moteurs »

Dans cette fenêtre, un certain nombre de paramètres doivent être définis : les identifiants des moteurs (ID(s)), la vitesse maximale de rotation des moteurs, la tolérance de précision de positionnement des moteurs, la position des moteurs lorsque le système est complètement rétracté.

Ensuite différents boutons permettent d'actionner le système :

- soit pour l'allonger complètement ;
- soit pour le rétracter complètement ;
- soit pour lancer le déploiement ;
- soit encore pour rétracter le système en exécutant l'inverse du déploiement.

Pour les deux derniers actionnements, des courbes peuvent être tracées pour l'évolution de la position, de la vitesse ou du couple de chacun des moteurs durant le déploiement. Des exemples de courbes de positions des moteurs sont fournis par la suite, lors des expériences de validation du démonstrateur à ressorts (voir partie suivante).

Enfin, un dernier onglet permet d'envoyer des ordres et des instructions ponctuelles à certains moteurs pour les tester.

4.5. Expériences préliminaires pour la validation du déploiement du démonstrateur

4.5.1. Déploiement en milieu non-confiné

4.5.1.1. Mesures du suivi d'une trajectoire composée d'un arc de cercle

Dans cette partie, nous testons l'influence de la raideur des ressorts des modules sur la précision du suivi d'une trajectoire composée d'un arc de cercle. Deux modules, avec des ressorts de raideurs différentes, sont testés lors de deux expériences (nommées Exp_1 et Exp_2).

Tout d'abord, en utilisant l'interface utilisateur développée sous MatLab, nous obtenons la simulation du suivi avec la stratégie de déploiement. Puis, nous caractérisons la raideur des ressorts avant de tester et de mesurer le suivi des deux modules réels.

Simulation géométrique du déploiement

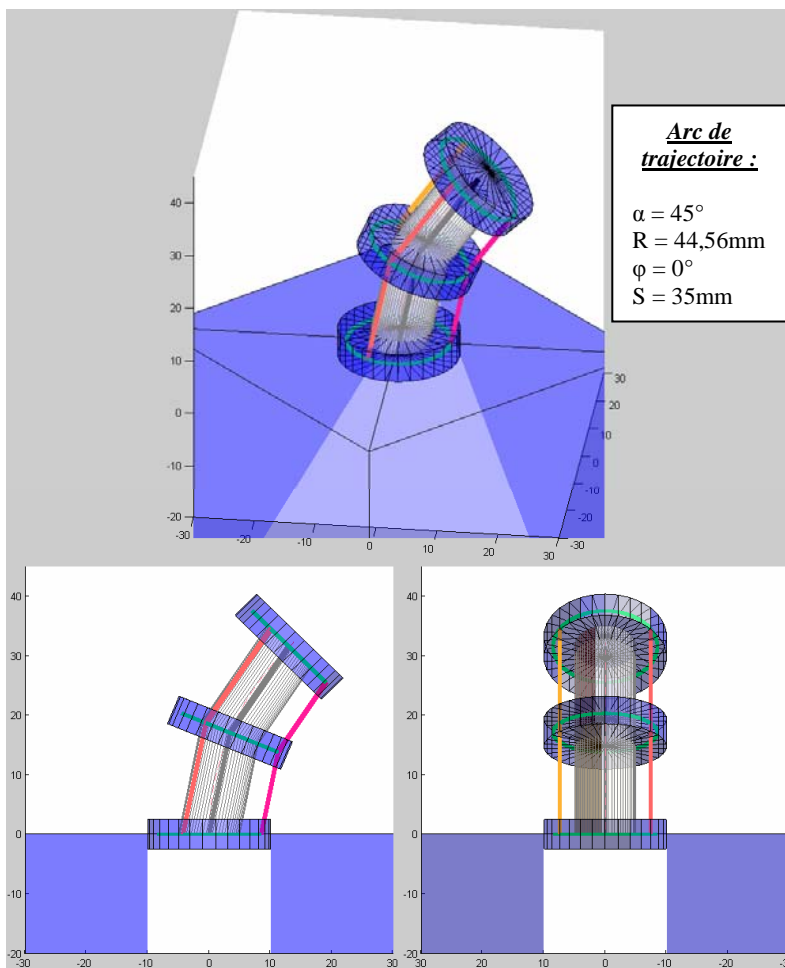


Fig. 4-28 : Système en position finale, simulé avec l'interface utilisateur développée sous MatLab

X	Y	Z
0.0000000e+000	0.0000000e+000	0.0000000e+000
1.1219600e-002	0.0000000e+000	9.9991608e-001
4.4872749e-002	0.0000000e+000	1.9993287e+000
1.0094250e-001	0.0000000e+000	2.9977345e+000
1.7940063e-001	0.0000000e+000	3.9946309e+000
2.8020762e-001	0.0000000e+000	4.9895158e+000
4.0331271e-001	0.0000000e+000	5.9818883e+000
5.4865392e-001	0.0000000e+000	6.9712487e+000
7.1615805e-001	0.0000000e+000	7.9570987e+000
9.0574078e-001	0.0000000e+000	8.9389421e+000
1.1173066e+000	0.0000000e+000	9.9162844e+000
1.3507491e+000	0.0000000e+000	1.0888633e+001
1.6059506e+000	0.0000000e+000	1.1855500e+001
1.8827826e+000	0.0000000e+000	1.2816396e+001
2.1811057e+000	0.0000000e+000	1.3770839e+001
2.5007698e+000	0.0000000e+000	1.4718348e+001
2.8416139e+000	0.0000000e+000	1.5658445e+001
3.2034663e+000	0.0000000e+000	1.6590658e+001
3.5861448e+000	0.0000000e+000	1.7514517e+001
3.9894568e+000	0.0000000e+000	1.8429557e+001
4.4131991e+000	0.0000000e+000	1.9335316e+001
4.8571584e+000	0.0000000e+000	2.0231340e+001
5.3211112e+000	0.0000000e+000	2.1117176e+001
5.8048237e+000	0.0000000e+000	2.1992379e+001
6.3080525e+000	0.0000000e+000	2.2856508e+001
6.8305441e+000	0.0000000e+000	2.3709128e+001
7.3720355e+000	0.0000000e+000	2.4549809e+001
7.9322540e+000	0.0000000e+000	2.5378129e+001
8.5109175e+000	0.0000000e+000	2.6193669e+001
9.1077346e+000	0.0000000e+000	2.6996021e+001
9.7224049e+000	0.0000000e+000	2.7784778e+001
1.0354619e+001	0.0000000e+000	2.8559545e+001
1.1004058e+001	0.0000000e+000	2.9319931e+001
1.1670395e+001	0.0000000e+000	3.0065553e+001
1.2353295e+001	0.0000000e+000	3.0796037e+001
1.3052201e+001	0.0000000e+000	3.1510799e+001
1.3767181e+001	0.0000000e+000	3.2209913e+001

Tab. 4-5 : Coordonnées des points de l'arc de la trajectoire suivie

La simulation géométrique du déploiement des modules est réalisée avec l'Interface Homme Machine développée sous MatLab (Fig. 4-28). Avant de lancer cette simulation, une trajectoire composée d'un arc de cercle a été construite comme ayant les paramètres de courbure suivants : un rayon de courbure « R » de 44,56 mm, un angle d'inclinaison « α » de 45° (valeur maximale définie par l'application de neurochirurgie), un angle d'orientation du plan de courbure « φ » de 0° (valeur où l'erreur géométrique de suivi est la plus importante, voir résultats des plans d'expérience du chapitre 3). Ces paramètres de courbure donnent une longueur de courbe « S » de 35 mm valide pour les modules réels testés. Chaque point de la trajectoire est

espacé de 1mm. Les coordonnées des points de la trajectoire obtenue sont données dans le Tab. 4-5. Les caractéristiques communes aux deux modules réels testés sont données dans le Tab. 4-6.

Nombre d'anneaux de chaque module	3
"LCR" de chaque module	16 mm
Rayon du cercle délimitant les points de passage des câbles	8,5 mm
Rayon extérieur des anneaux	10 mm
Epaisseur des anneaux	5 mm
Rayon du ressort intérieur	5 mm

Tab. 4-6 : Caractéristiques du module simulé

Seule la raideur des ressorts des deux modules réels testés est différente. Les deux valeurs de raideur sont mesurées et caractérisées dans le paragraphe qui suit.

Caractérisation des raideurs des deux modules testés

Montage expérimental pour les mesures des raideurs des ressorts

Le montage expérimental pour caractériser la raideur des ressorts est présenté dans la Fig. 4-29. Les mesures sont réalisées avec une presse comprimant les ressorts et enregistrant l'effort (la charge) fourni en fonction du déplacement atteint. Un logiciel, fourni par le fabricant de la presse, permet l'extraction des données sous un format exploitable sous Excel.

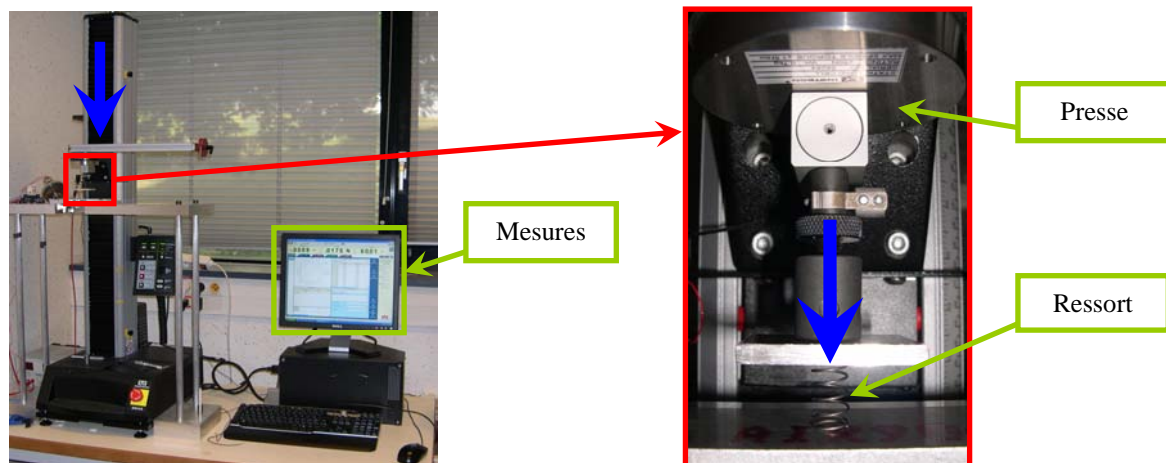


Fig. 4-29 : Photos du montage de mesure des raideurs des ressorts

Les deux modules réels testés étant composés de trois anneaux de guidage, et donc de deux ressorts intercalés, nous avons caractérisé les raideurs des deux ressorts de chaque module.

Raideur du module à tester lors de l'expérience « Exp_1 »

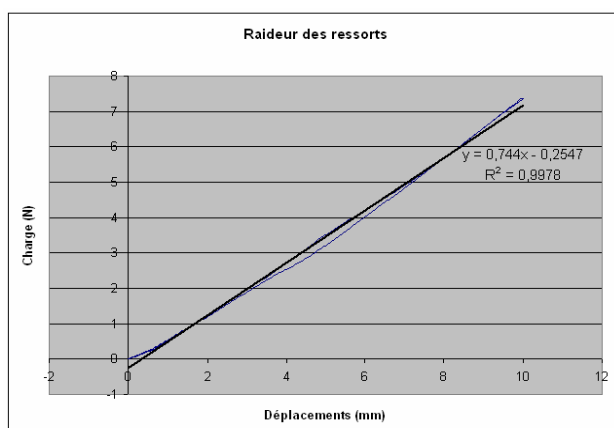


Fig. 4-30 : Courbe de la raideur du ressort n°1 du module testé lors de l'expérience « Exp_1 »

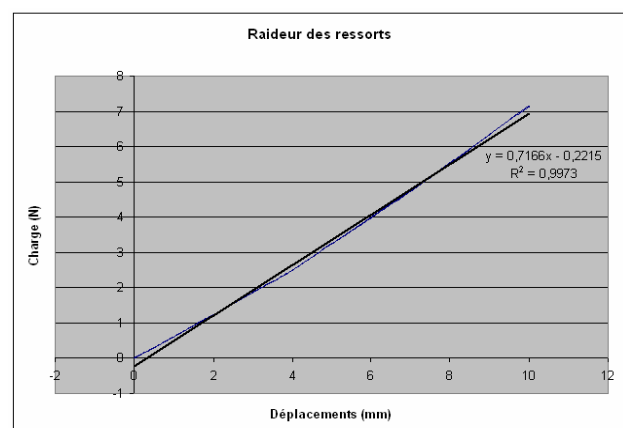


Fig. 4-31 : Courbe de la raideur du ressort n°2 du module testé lors de l'expérience « Exp_1 »

Le module à tester lors de l'expérience « Exp_1 » est composé de deux ressorts montés en série ayant des raideurs de 744 N/m et de 716 N/m (voir Fig. 4-30 et Fig. 4-31). Ces ressorts ont le même type de spires

(épaisseur et écartement) mais pas exactement la même longueur : ceci peut être suffisant pour expliquer le fait que nous ne trouvons pas tout à fait les mêmes valeurs de raideur.

La raideur équivalente du module de l'expérience « Exp_1 » est de **365 N/m** (voir équation (4-11)) :

$$\frac{1}{K_{\text{module, Exp}_1}} = \frac{1}{k_{\text{ressort n}^\circ 1}} + \frac{1}{k_{\text{ressort n}^\circ 2}} \quad (4-11)$$

$$K_{\text{module, Exp}_1} = \frac{744 \times 716}{744 + 716} = 365 \text{ N / m}$$

Raideur du module à tester lors de l'expérience « Exp_2 »

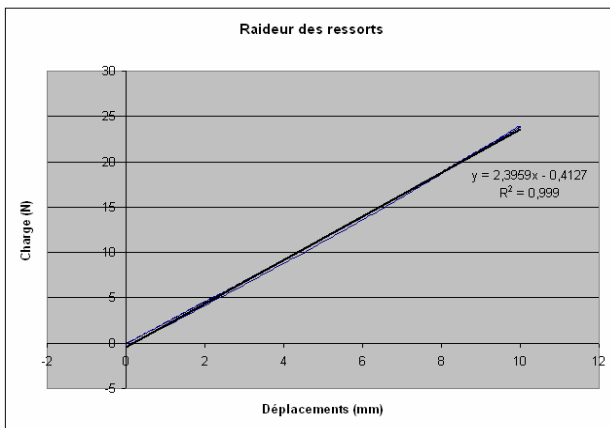


Fig. 4-32 : Courbe de la raideur du ressort n°1 du module testé lors de l'expérience « Exp_2 »

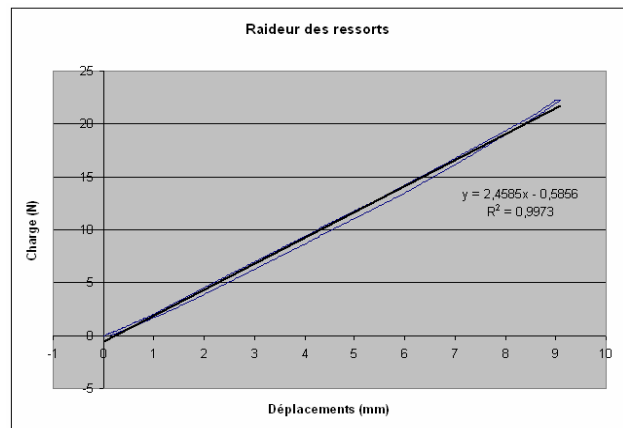


Fig. 4-33 : Courbe de la raideur du ressort n°2 du module testé lors de l'expérience « Exp_2 »

Le module à tester lors de l'expérience « Exp_2 » est composé de deux ressorts montés en série ayant des raideurs de 2395 N/m et de 2458 N/m (voir Fig. 4-32 et Fig. 4-33). Ces ressorts ont aussi le même type de spires (épaisseur et écartement) mais pas exactement la même longueur : ceci peut encore expliquer le fait que nous ne trouvons pas tout à fait les mêmes valeurs de raideur.

La raideur équivalente du module de l'expérience « Exp_2 » est de **1213 N/m** (voir équation (4-12)) :

$$\frac{1}{K_{\text{module, Exp}_2}} = \frac{1}{k_{\text{ressort n}^\circ 1}} + \frac{1}{k_{\text{ressort n}^\circ 2}} \quad (4-12)$$

$$K_{\text{module, Exp}_2} = \frac{2395 \times 2458}{2395 + 2458} = 1213 \text{ N / m}$$

Montage expérimental (Exp_1 et Exp_2) pour les mesures des positions de l'effecteur lors du déploiement

Pour les deux expériences « Exp_1 » et « Exp_2 » de suivi de trajectoire, le même processus de mesure est employé :

- utilisation d'une machine de mesures tridimensionnelles du « Centre de Transfert de Technologie » de l'IFMA, montée sur un marbre et disposant d'un palpeur à bille (voir Fig. 4-34 et Fig. 4-35) ;
- à chaque pas du déploiement du module le long de l'arc de la trajectoire, les positions de 3 points sont mesurés (voir Fig. 4-36), situés au niveau de trois trous repérés sur l'anneau de guidage de l'effecteur du module : 30 mesures de 3 points au total (déploiement réalisé en 30 pas) ;
- pause de 1 min entre chaque pas de déploiement pour permettre la mesure des positions des 3 points au niveau de l'effecteur du module ;
- mesure des positions de 3 points au niveau de l'anneau de guidage situé à la base du module ;

- à partir des groupes de 3 points mesurés à chaque pas du déploiement, les positions du centre de l'anneau de guidage de l'effecteur du module sont calculées ainsi que la position du centre de la base du module.

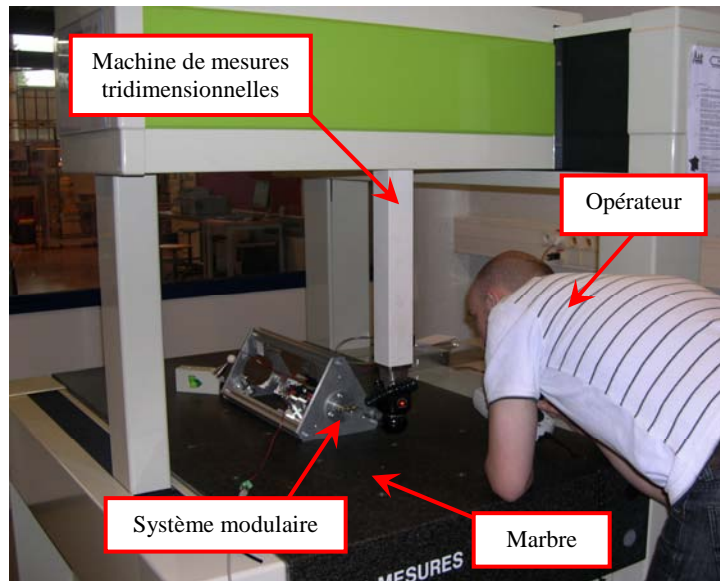


Fig. 4-34 : Utilisation de la machine de mesures tridimensionnelles



Fig. 4-35 : Photo du dispositif de mesures tridimensionnelles

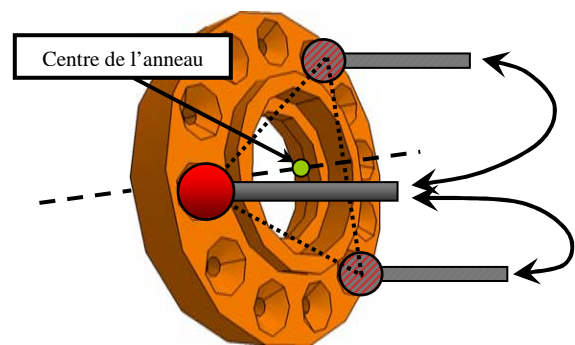


Fig. 4-36 : Mesures des positions de l'effecteur en trois points

La structure du démonstrateur réel ne comprend pas le dispositif de glissière (présenté dans la Fig. 4-16) permettant l'avance de la base du système modulaire, nécessaire pour l'application complète de la stratégie de déploiement. Cette avance de la base sera donc rajoutée virtuellement aux mesures réalisées, par l'ajout de valeurs de décalage.

Commande des moteurs

Pour chacune des expériences « Exp_1 » et « Exp_2 », la même commande est envoyée aux moteurs. Cette commande envoie les instructions comprenant les positions angulaires que doivent atteindre les moteurs à chaque pas du déploiement ainsi que les vitesses de rotation pour le déplacement d'un pas à un autre.

Les instructions sont envoyées aux moteurs, en utilisant l'Interface Homme Machine développée sous MatLab. Cette interface peut enregistrer, à partir de mesures provenant des moteurs, les courbes de positions angulaires réellement atteintes par chaque moteur (voir Fig. 4-37).

Nous pouvons remarquer un léger retard entre les courbes de commande et les courbes de mesure des positions réellement atteintes par les moteurs : ceci peut être dû au temps de transfert des informations et au temps pris pour le traitement de celles-ci par MatLab.

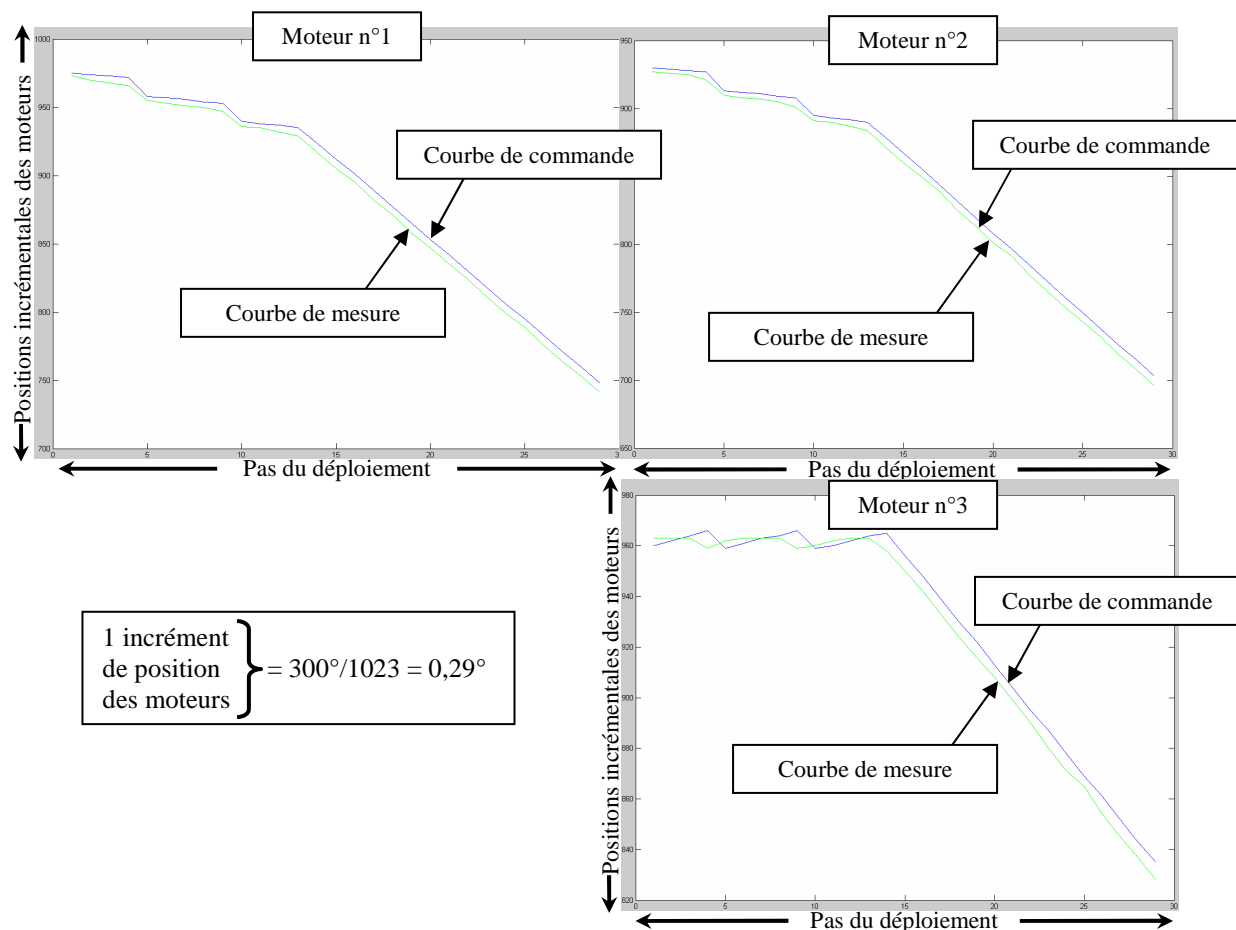


Fig. 4-37 : Courbes de commande et de mesure de la position angulaire des trois moteurs durant le déploiement

Résultats des mesures de l'expérience « Exp_1 »

L'expérience « Exp_1 » est réalisée avec un module de raideur moyenne de **365 N/m**.

Le tracé en trois dimensions des positions de l'effecteur, tout au long du déploiement, est donné dans la Fig. 4-38.

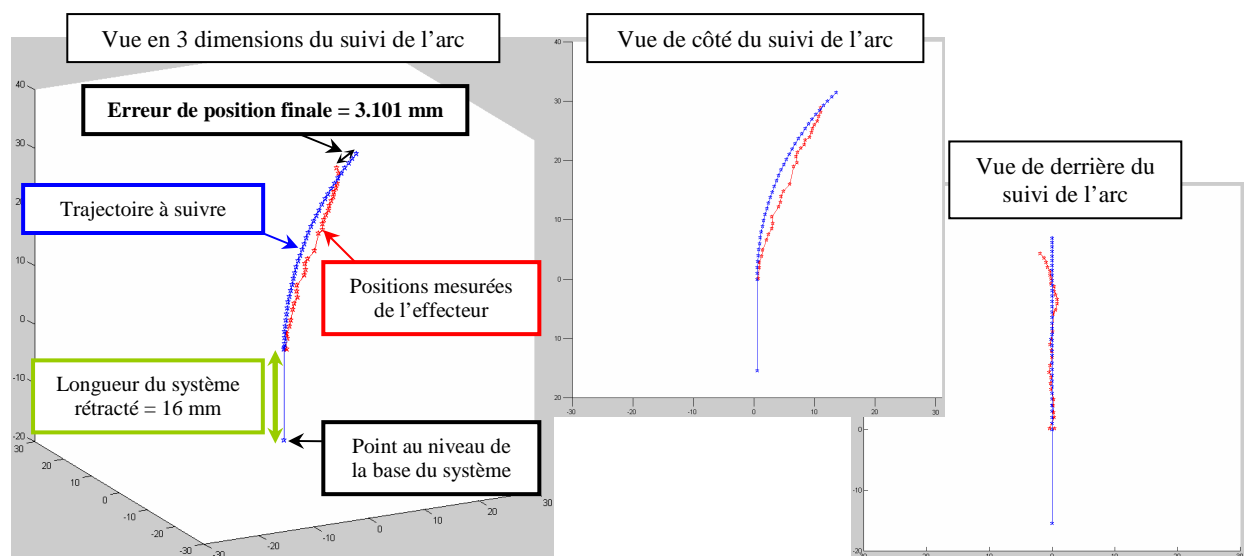


Fig. 4-38 : Courbes de mesures tridimensionnelles du suivi de l'expérience « Exp_1 »

Un traitement des données mesurées a été effectué pour passer du repère de mesure au repère de simulation, par une transformation par un opérateur homogène défini par la configuration du dispositif de

mesure. Il permet d'exprimer les coordonnées des points mesurés dans le repère de simulation (repère dans lequel sont exprimées les coordonnées des points de la trajectoire à suivre). La comparaison des deux courbes (courbe des mesures et trajectoire à suivre) est ensuite possible.

En observant les différentes vues de la Fig. 4-38, nous pouvons noter un suivi de l'arc relativement bon, sauf sur la partie centrale.

De plus, pour les derniers points mesurés, nous pouvons aussi remarquer une certaine divergence de la courbe de mesure par rapport à la courbe de l'arc de trajectoire à suivre. Ceci peut s'expliquer par un phénomène observé durant les mesures : le palpeur, appuyant sur l'effecteur du module lors de la prise de mesures, avait tendance à comprimer, voire déformer légèrement le module, et ceci, principalement vers la fin du déploiement (situation où le module est le moins raide car les ressorts sont moins comprimés).

Comparativement à la position finale cible prévue par la simulation, nous notons une erreur de **3,10 mm** pour la position finale cible mesurée de l'expérience « Exp_1 ». Cette valeur correspond aussi à la valeur d'erreur maximale sur tout le suivi de la trajectoire.

Nous pouvons aussi comparer l'apparence en trois dimensions du module réel, par rapport au module simulé (Fig. 4-39). Nous constatons une très forte similitude entre la pose finale du module réel et la simulation.

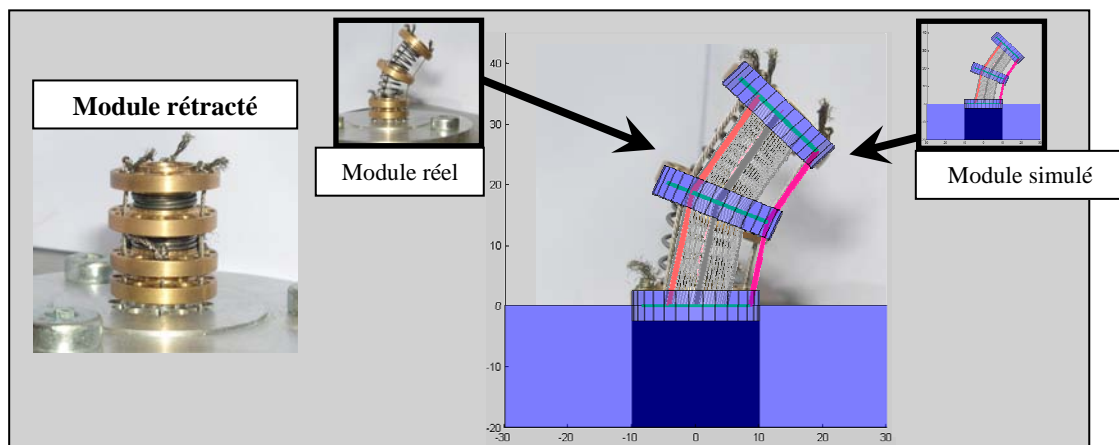


Fig. 4-39 : Comparaison de la pose finale du module en fin d'expérience « Exp_1 » à celle obtenue par la simulation

Résultats des mesures de l'expérience Exp_2

L'expérience « Exp_2 » est réalisée avec un module de raideur moyenne de **1213 N/m** (donc **3,3 fois plus raide** que le module de l'expérience « Exp_1 »).

Le tracé en trois dimensions des positions de l'effecteur, tout au long du déploiement, est donné dans la Fig. 4-40.

Le même type de calcul que celui utilisé pour l'expérience « Exp_1 », exprimant les coordonnées des points de mesure dans le repère de simulation, a été effectué.

En observant les différentes vues de la Fig. 4-40, nous pouvons noter un suivi de l'arc relativement meilleur que celui obtenu dans l'expérience « Exp_1 ».

De plus, pour les derniers points mesurés et même pour toute la fin de la trajectoire, nous pouvons aussi remarquer une absence de divergence significative de la courbe de mesure par rapport à la courbe à suivre. Donc, comparativement aux prévisions de la simulation, les résultats obtenus dans cette expérience « Exp_2 » sont meilleurs que ceux précédemment obtenus dans la première expérience « Exp_1 ». Ces meilleurs résultats peuvent s'expliquer par le fait que la raideur du module de l'expérience « Exp_2 » est beaucoup plus élevée. Ce module ne s'est presque pas déformé sous l'application du palpeur de mesures (même en position déployée finale). Seule une légère compression a été observée.

Comparativement à la position finale cible prévue par la simulation, nous notons une erreur de **1,35 mm** pour la position finale cible mesurée de l'expérience « Exp_2 ». La valeur d'erreur maximale sur tout le suivi de la trajectoire est de **2,01 mm**.

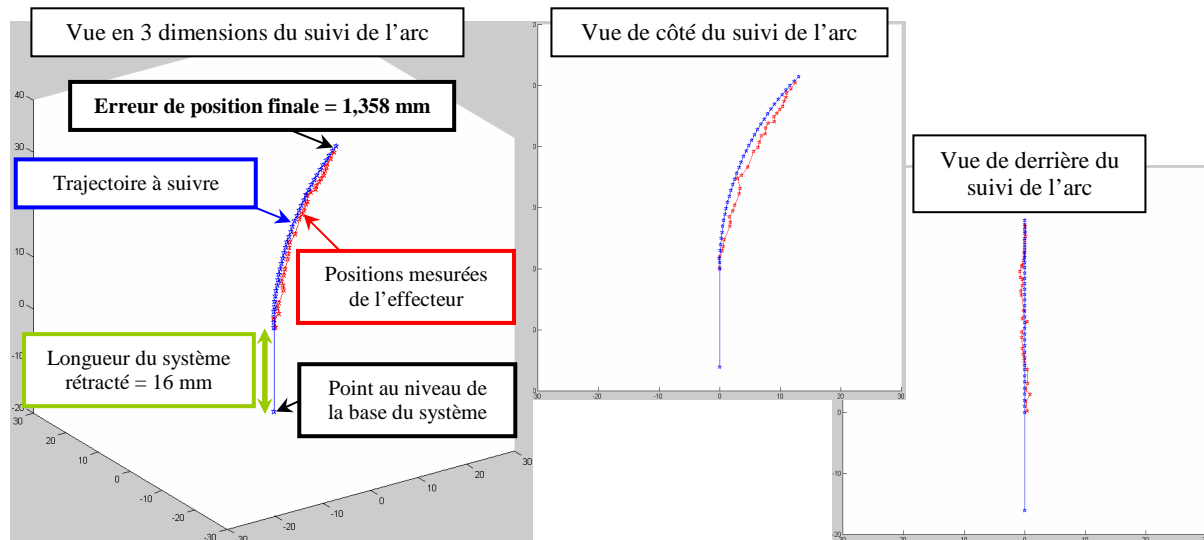


Fig. 4-40 : Courbes de mesures tridimensionnelles du suivi de l'expérience « Exp_2 »

Nous pouvons aussi comparer l'apparence en trois dimensions du module réel, par rapport au module simulé (Fig. 4-41). Nous constatons là encore une très forte similitude entre la pose finale du module réel et la simulation.

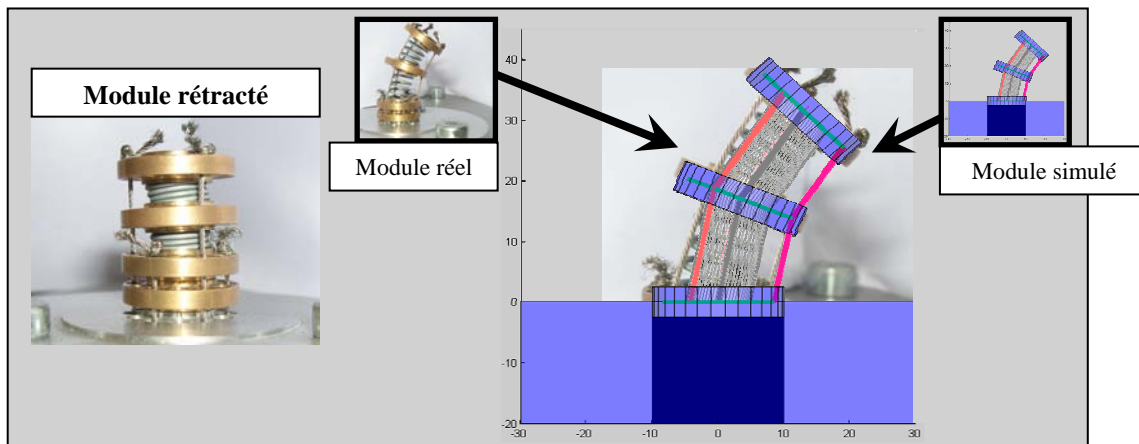


Fig. 4-41 : Comparaison de la pose finale du module en fin d'expérience « Exp_2 » à celle obtenue par la simulation

Conclusion sur le cas d'un système ayant un seul module à ressorts

Pour analyser et expliquer les résultats obtenus lors des deux expériences précédentes, nous devons prendre en compte un certain nombre de facteurs :

- les mesures des positions de l'anneau de guidage de l'effecteur des modules testés sont faites par contact d'un palpeur de mesures tridimensionnelles, et donc par pression et modification légère de la position réelle. L'erreur engendrée est d'autant plus importante que la raideur des modules est faible ou que le module est de plus en plus déployé ;
- la prise des trois points de mesure au niveau de trois trous de l'anneau est faite avec une précision très relative, de l'ordre du millimètre (à l'œil nu). Le calcul du point moyen situé au centre de l'anneau est donc légèrement erroné (d'une erreur pouvant aller jusqu'à un millimètre) ;
- les ressorts, montés à l'intérieur des modules, ayant été coupés manuellement au préalable pour le dimensionnement, puis aplanis aux extrémités en tordant les spires extrémales, ont un comportement quelque peu modifié. Leur alignement n'est pas exactement droit, ce qui crée des efforts internes aux modules et peut entraîner une légère erreur d'alignement ou de courbure.

Ces différents points pris en compte, nous obtenons cependant de meilleurs résultats pour l'expérience « Exp_2 » que pour l'expérience « Exp_1 ». Ceci peut s'expliquer car le module testé dans l'expérience « Exp_2 » est **3,3 fois plus raide** que le module testé dans l'expérience « Exp_1 » : le palpeur le déforme

beaucoup moins lors des mesures et les câbles sont beaucoup plus tendus, ce qui améliore grandement la précision.

Si nous considérons que l'erreur globale due au dispositif de mesure est de l'ordre du millimètre, les résultats obtenus pour l'expérience « Exp_2 », avec une erreur de la pose finale de **1,35 mm**, montrent que la structure du module est a priori adaptable à la tâche désirée par un affinement du système. De plus, l'orientation de l'effecteur du module paraît être bien respectée.

En conclusion de cette étude d'un système à un module, nous pouvons dire qu'il faut une raideur importante et **supérieure à 1200 N/m**, pour avoir la précision souhaitée en position et en orientation, compte-tenu du dimensionnement imposé par l'application de neurochirurgie.

4.5.1.2. Mesures du suivi d'une trajectoire composée de deux arcs de cercle

Raideurs des modules	M_1 : 1213 N/m	M_2 : 365 N/m
Rayons de courbure des arcs	30,8 mm	30,8 mm
Angles d'inclinaison des arcs (« α_i »)	65°	65°
Angles d'orientation des arcs (« φ_i »)	30°	150°
Longueurs des arcs (« S_i »)	35 mm	35 mm
Nombre d'anneaux de chaque module	3	
“LCR” de chaque module	16 mm	
Rayon du cercle délimitant les points de passage des câbles	8,5 mm	
Rayon extérieur des anneaux	10 mm	
Epaisseur des anneaux	5 mm	
Rayon du ressort intérieur	5 mm	

Tab. 4-7 : Caractéristiques de la trajectoire et du robot pour le test de suivi en milieu non confiné d'une trajectoire à deux arcs de cercle

Des tests ont été réalisés avec un système composé de deux modules à ressorts montés en série. Un exemple est présenté dans ce paragraphe (voir les caractéristiques du test présentées dans le Tab. 4-7). Une comparaison de la pose finale réelle du système et de la simulation est présentée dans les Fig. 4-42 et Fig. 4-43.



Fig. 4-42 : Photos du système en position finale

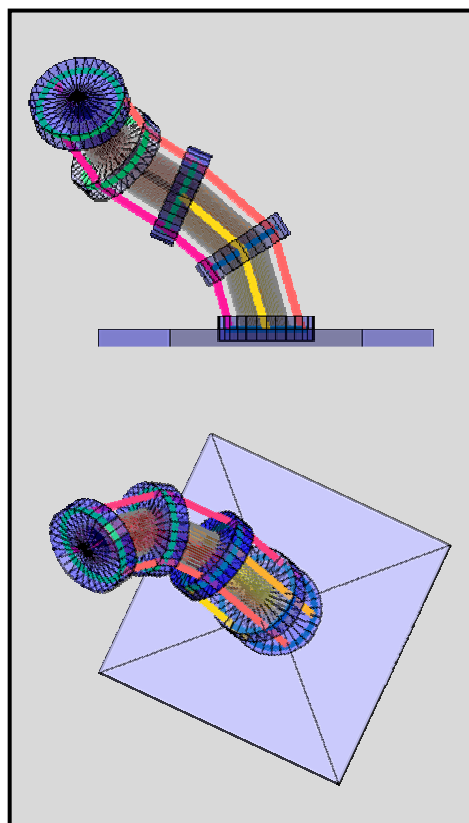


Fig. 4-43 : Simulation du système en position finale

En observant ces figures, nous pouvons constater de fortes similitudes entre la forme globale de la pose du système réel et la simulation. Néanmoins, nous pouvons tout de même noter que le système simulé adopte des courbures plus prononcées que le réel (surtout pour le module proximal), ce qui induit une position de l'effecteur du système simulé plus basse que celle du système réel. Ceci a été confirmé par les mesures effectuées lors du test de déploiement du système (Fig. 4-44).

Nous pouvons remarquer que l'effecteur a relativement bien suivi le premier arc A_1 , mais qu'ensuite une erreur importante (de plusieurs millimètres) apparaît entre la position finale de l'effecteur et le point cible à atteindre en fin de trajectoire.

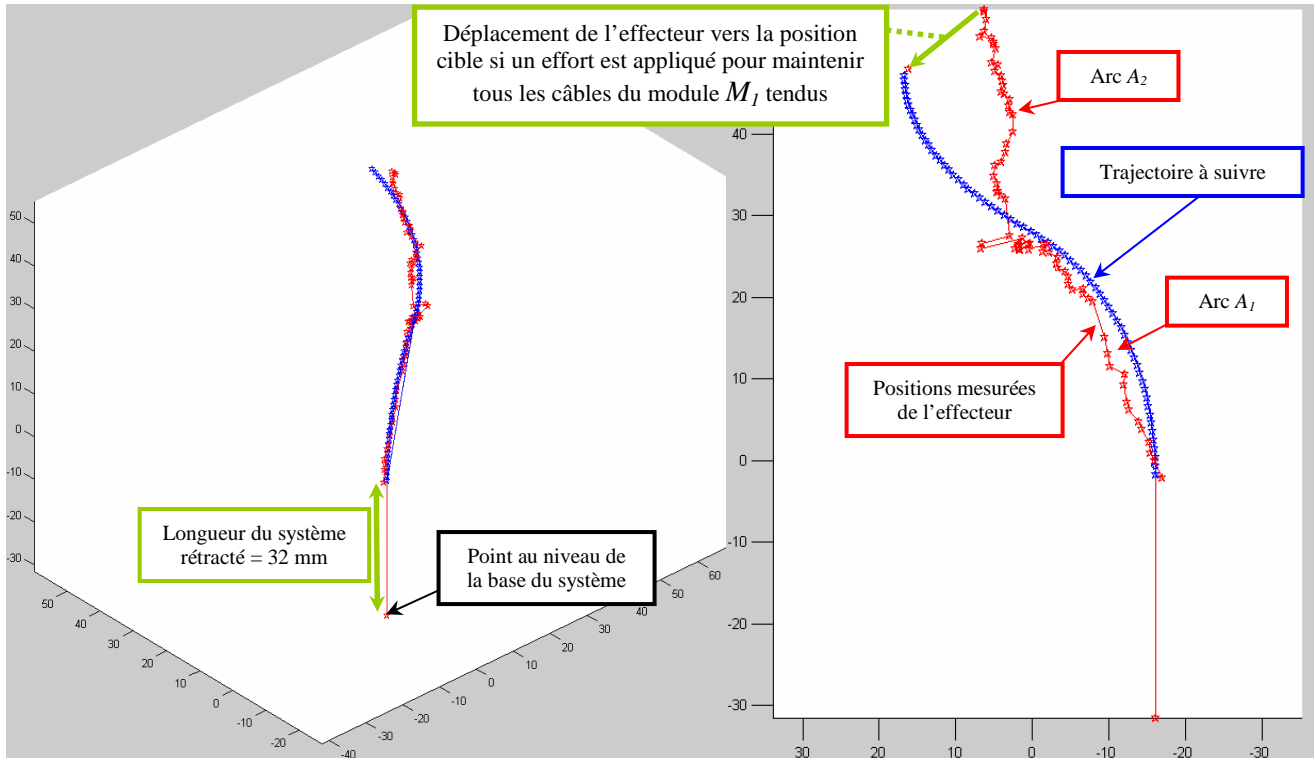


Fig. 4-44 : Mesures tridimensionnelles de la position de l'effecteur lors du déploiement du système à deux modules

Une partie de l'erreur peut être due au dispositif de mesures et au fait que le palpeur a toujours tendance à déformer le système (surtout dans notre exemple où le système est tout de même relativement bien courbé), ce qui rajoute des erreurs entre le positionnement réel et celui enregistré lors de la mesure. Mais ceci n'explique pas tout. L'erreur importante entre la simulation et le système réel est surtout due au fait que le modèle ne prend pas en compte les efforts d'interaction entre modules (voir Fig. 4-45).

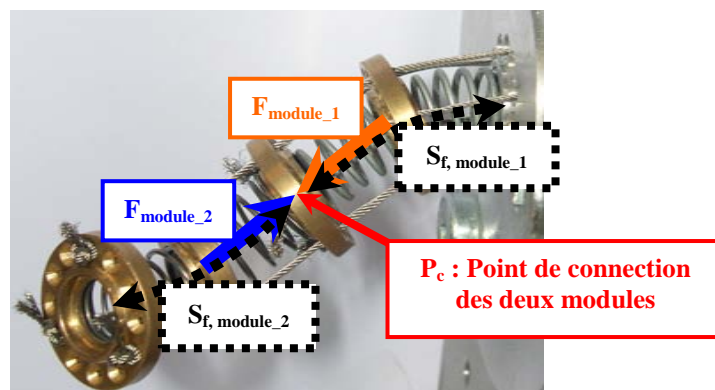


Fig. 4-45 : Schéma des efforts d'interaction entre les deux modules

En effet, nous pouvons remarquer (Fig. 4-44) que l'effecteur a relativement bien suivi le premier arc A_1 (correspondant au déploiement du module distal M_2 sur l'arc A_1 ; le module proximal M_1 étant complètement rétracté, il n'y a aucune interaction entre les deux modules M_1 et M_2), mais qu'ensuite, dès lors que le module proximal M_1 commence à se déployer (suivant l'arc A_1), des efforts d'interaction entre les deux modules M_1 et M_2 se créent et provoquent une modification du comportement des deux modules et donc un mauvais positionnement de l'effecteur suivant le deuxième arc A_2 .

Le module distal M_2 exerce un effort presseur sur le module proximal M_1 (voir Fig. 4-45), et les câbles du module proximal M_1 ont tendance à être délestés : le module M_1 se « détend » et se « redresse » (il est moins courbé que sur la simulation). Ceci explique le fait que le système est plus « redressé » avec un effecteur en position finale plus haute que le dernier point de la trajectoire (très visible sur la Fig. 4-44).

Lors de la prise des mesures, nous avons aussi pu observer (visuellement) que les câbles du module M_1 n'étaient pas complètement tendus. En exerçant un effort manuellement sur l'extrémité de ce module, afin de tendre au maximum ses câbles, nous avons ensuite pu mesurer une position correspondant à cette situation. Cette position est très proche de la position cible à atteindre sur la trajectoire (voir Fig. 4-44). Cette expérience permet bien de confirmer le fait qu'une interaction importante entre les modules à ressorts est en jeu et qu'elle doit être prise en compte dans le modèle. Une des solutions, pour améliorer la précision et diminuer l'interaction entre les deux modules, pourrait être d'augmenter la différence des raideurs des ressorts entre les deux modules (en ayant des ressorts plus raides pour le module proximal).

4.5.2. Déploiement du robot en milieu confiné dans des gels d'agar-agar

Après avoir testé le déploiement du démonstrateur à ressorts en milieu non confiné, nous avons mis en place des expériences dans le but de valider la capacité du démonstrateur à se déployer et à pénétrer en milieu confiné dans des gels d'agar-agar.

Les tests de caractérisation des efforts de pénétration présentés au début de ce chapitre ont montré que les gels d'agar-agar de concentration de 1,1% étaient les plus résistants et que le robot devrait développer des efforts d'au moins 4 à 5 N pour pouvoir entrer et progresser aisément. Nous avons donc choisi de réaliser des tests de pénétration du démonstrateur à ressorts sur des gels de concentration de 1,1% d'agar-agar.

Le démonstrateur est testé avec les modules composés des ressorts caractérisés en début de ce chapitre (de raideur de 1213 N/m et de 365 N/m) et dans deux configurations différentes : avec un seul module, puis avec deux modules. Dans les deux cas, les trajectoires suivies par le robot sont les mêmes que celles choisies pour les tests réalisés en milieu non confiné (voir Fig. 4-28 et Tab. 4-5 pour la trajectoire à un seul arc et voir Tab. 4-7 pour la trajectoire à deux arcs).

4.5.2.1. Calcul prévisionnel des efforts de pénétration développables par les modules à ressorts

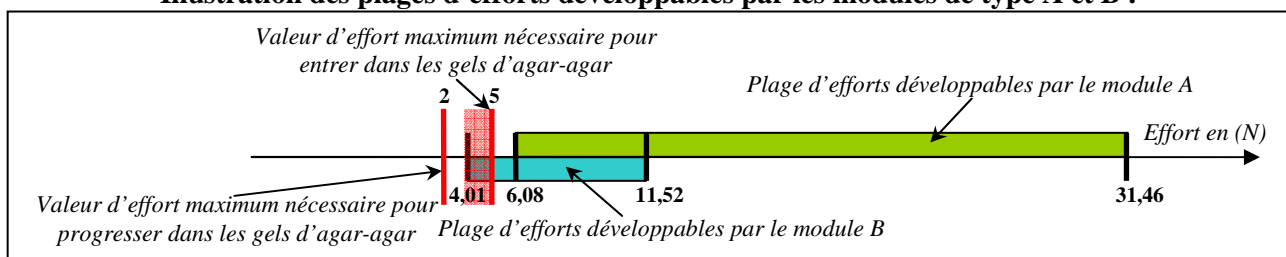
Les deux modules utilisés pour les tests, de caractéristiques différentes (raideur, longueur, etc.), sont annotés par une lettre : module A (raideur de 1213 N/m) et module B (raideur de 365 N/m).

Avant de réaliser les tests de pénétration du démonstrateur dans les gels, nous pouvons calculer, de manière prévisionnelle, les efforts que peuvent développer chacun des modules (A et B) à ressorts lors de leur suivi des arcs de trajectoire. Nous pouvons noter, à partir des données fournies par la Fig. 4-28 et par le Tab. 4-7 que tous les arcs des trajectoires (qu'elles soient à un ou à deux arcs) ont une longueur « S » de 35 mm.

A partir des caractéristiques des modules et des arcs à suivre, nous pouvons donc calculer la plage d'efforts que peut développer chaque module (de raideur différente), bornée entre la position où il est le plus rétracté (position où les ressorts sont les plus comprimés et donc où le module peut développer l'effort de pénétration le plus important) et la position où il est complètement déployé sur l'arc (position où les ressorts sont les moins comprimés et donc où le module peut développer l'effort de pénétration le moins important). La synthèse du calcul de ces plages d'efforts est présentée dans le Tab. 4-8.

Type du module	A	B
Raideur des modules	1213 N/m = 1,21 N/mm	365 N/m = 0,36 N/mm
Longueur cumulée des ressorts à vide de chaque module	40 mm	46 mm
Longueur des arcs des trajectoires testées	35 mm	
Compression cumulée des ressorts du module lorsque ce module est complètement déployé sur un arc de la trajectoire	40 mm – 35 mm = 5 mm	46 mm - 35 mm = 11 mm
Effort de pénétration développable par le module lorsqu'il est complètement déployé sur un arc de la trajectoire	5 mm × 1,21 N/mm = 6,08 N	11 mm × 0,36 N/mm = 4,01 N
Longueur cumulée des ressorts lorsque le module est complètement rétracté	14 mm	
Compression cumulée des ressorts du module lorsque ce module est complètement rétracté sur un arc de la trajectoire	40 mm – 14 mm = 26 mm	46 mm - 14 mm = 32 mm
Effort de pénétration développable par le module lorsqu'il est complètement rétracté sur un arc de la trajectoire	26 mm × 1,21 N/mm = 31,46 N	32 mm × 0,36 N/mm = 11,52 N

Illustration des plages d'efforts développables par les modules de type A et B :



Tab. 4-8 : Calcul prévisionnel des efforts de pénétration développables par les modules à ressorts

A la suite de ces calculs, nous remarquons que :

- La totalité de la plage d'efforts que peut développer le module A est supérieure aux valeurs limites des efforts nécessaires à l'entrée et à la pénétration dans les gels d'agar-agar. Le module A devrait pouvoir se déployer aisément dans le gel.
- La quasi-totalité de la plage d'efforts que peut développer le module B est supérieure aux valeurs limites des efforts nécessaires à la pénétration dans les gels d'agar-agar. Vers la fin du déploiement, les efforts développables par le module B sont proches des efforts de résistance à l'entrée dans le gel, mais ils restent supérieurs aux efforts nécessaires à la progression dans le gel. Or, dans cette phase du déploiement, le module est déjà entré dans le gel et ne réalise qu'une progression. Le module B devrait donc pouvoir pénétrer aisément dans les gels durant tout son déploiement.

Nous avons donc réalisé deux expériences afin de vérifier les résultats annoncés par les calculs précédents et valider la possibilité de déploiement du démonstrateur à ressorts dans les gels d'agar-agar.

4.5.2.2. Tests du robot de déploiement lors de sa pénétration dans des gels d'agar-agar

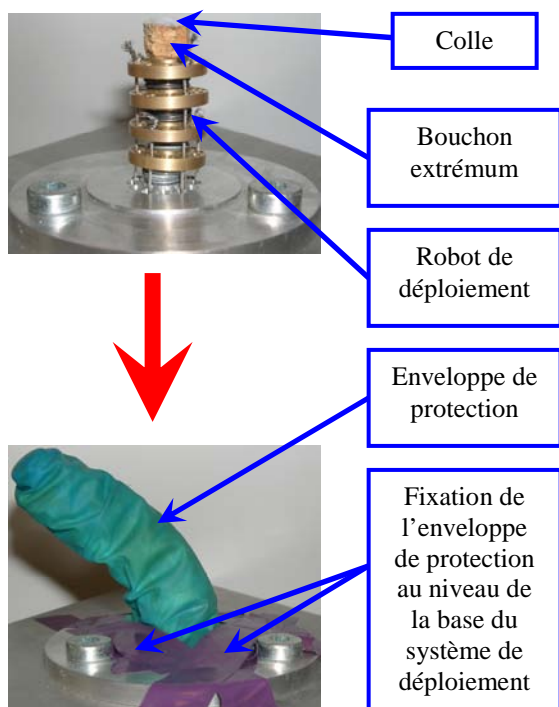


Fig. 4-46 : Protection du système de déploiement avant les tests de pénétration dans les gels d'agar-agar

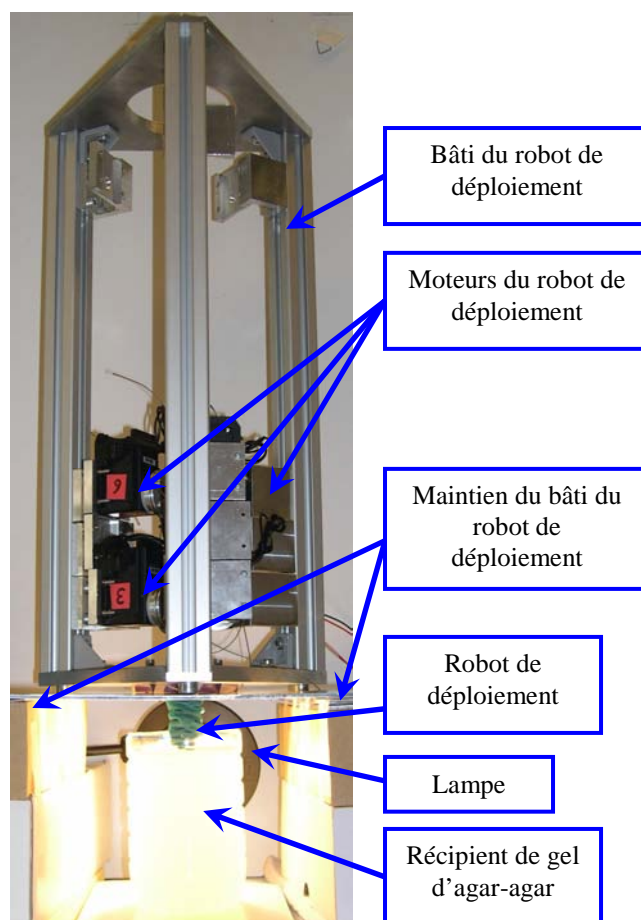


Fig. 4-47 : Montage du dispositif de test de la pénétration du robot de déploiement dans des gels d'agar-agar

Pour réaliser les tests, nous avons choisi une concentration de gel d'agar-agar de 1,1% (la plus consistante).

Afin de faciliter la pénétration du robot et de protéger les pièces qui le constituent en empêchant un contact direct avec le gel (corrosion possible), nous avons disposé une enveloppe de protection pour recouvrir le système de déploiement (voir Fig. 4-46). Au préalable, une pièce intermédiaire (le « bouchon extrémité ») a été fixée pour servir d'interface de maintien de l'enveloppe au niveau de l'extrémité du système. Ce « bouchon extrémité » est collé à la surface intérieure du bout de l'enveloppe de protection. La base de l'enveloppe est aussi fixée au bâti pour la maintenir en place lors des mouvements du robot et permettre d'enrober tous les modules du système de déploiement.

Ensuite, un montage a été réalisé pour maintenir le bâti du robot en hauteur, de manière à disposer le système de déploiement au dessus des récipients contenant le gel d'agar-agar (voir Fig. 4-47).

Le principe des tests a consisté à faire pénétrer le système de déploiement (composé d'un ou de deux modules) et d'observer la progression du robot dans le gel. Ce dernier n'étant pas transparent mais tout de même relativement translucide, une lampe (voir Fig. 4-47) est disposée derrière le récipient de gel (récipient choisi pour être le plus transparent possible) afin d'éclairer fortement le gel et permettre de visualiser au mieux la silhouette du système de déploiement lors de la pénétration.

Test n°1 du système de déploiement composé d'un seul module, lors de sa pénétration dans du gel d'agar-agar

Ce test est réalisé avec le système de déploiement composé d'un seul module de type A (de raideur 1213 N/m). L'expérience s'est décomposée en deux parties : la première a consisté à déployer le robot en

milieu non confiné, et la deuxième à déployer le robot dans du gel d'agar-agar (voir Fig. 4-48). Elle a eu pour but :

- tout d'abord de vérifier si le module pouvait se déployer dans le gel,
- et ensuite, de comparer les deux déploiements afin de voir si le module adoptait une courbure correcte.

Lors du test, nous avons pu noter que le module se déployait dans le gel sans aucune difficulté visible, tout en se courbant pour suivre l'arc de trajectoire. Enfin, nous notons une forte similitude entre les deux poses finales du module, en milieu non confiné et dans le gel.

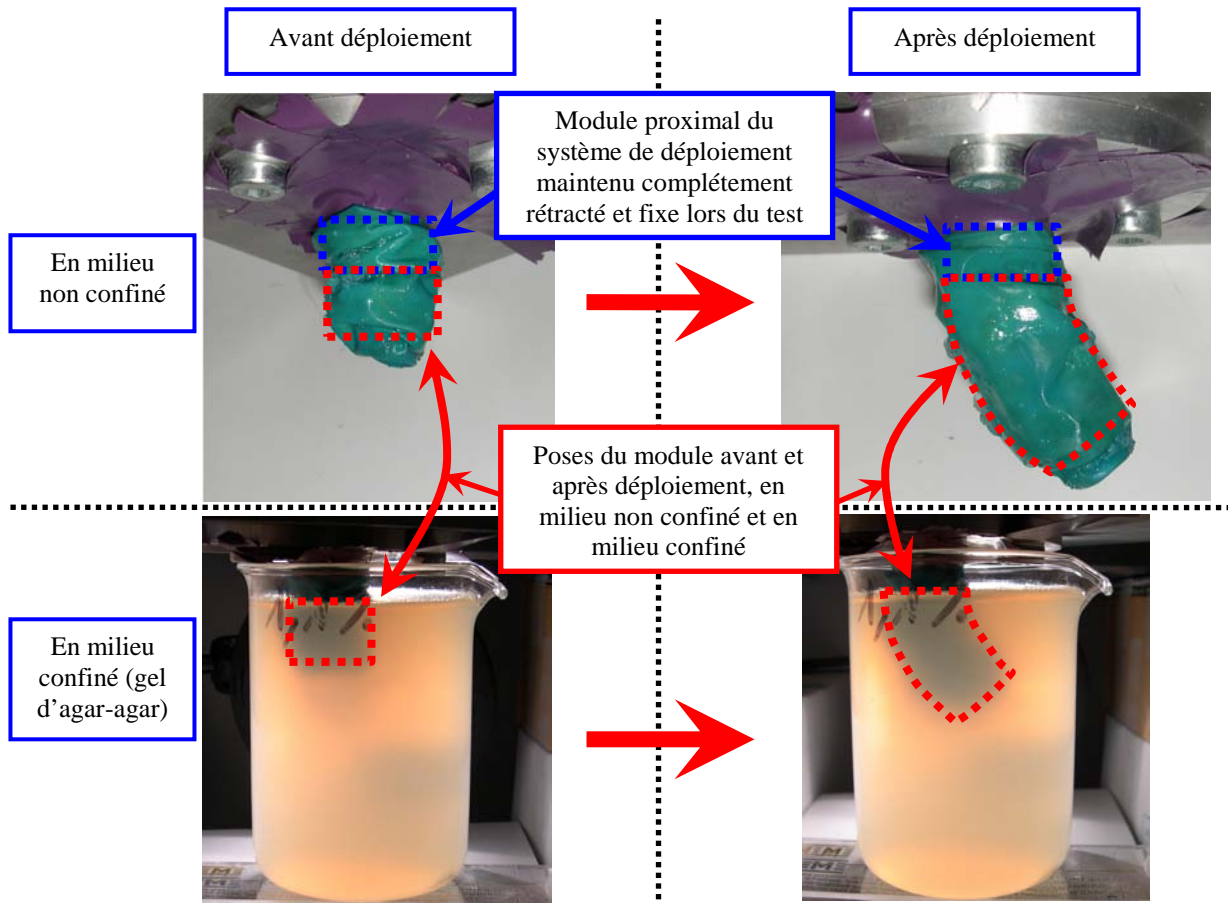


Fig. 4-48 : Comparaison des poses du système de déploiement composé d'un seul module (module A), lors de son déploiement en milieu non confiné et lors de son déploiement en milieu confiné (dans le gel d'agar-agar)

Test n°2 du système de déploiement composé de deux modules, lors de sa pénétration dans du gel d'agar-agar

Ce test est réalisé avec le système de déploiement composé de deux modules : un module proximal M_1 de type A (de raideur 1213 N/m) et un module distal M_2 de type B (de raideur 365 N/m). L'expérience a consisté à déployer le robot dans du gel d'agar-agar (voir Fig. 4-49), en utilisant l'actionnement des modules défini par la stratégie de déploiement.

Elle a eu pour but de :

- tester si le module distal de type B (de raideur 365 N/m) pouvait progresser dans le gel d'agar-agar ;
- vérifier si un système à deux modules à ressorts pouvait se déployer (en utilisant la stratégie de déploiement) dans un gel d'agar-agar en adoptant deux courbures différentes pour chacun de ces modules.

Lors du test, nous avons pu noter que le module distal de type B s'est déployé dans le gel sans difficulté. En observant les images comparant le système déployé en milieu non confiné et le système déployé dans le gel, nous pouvons remarquer une forte similitude de courbure et de position.

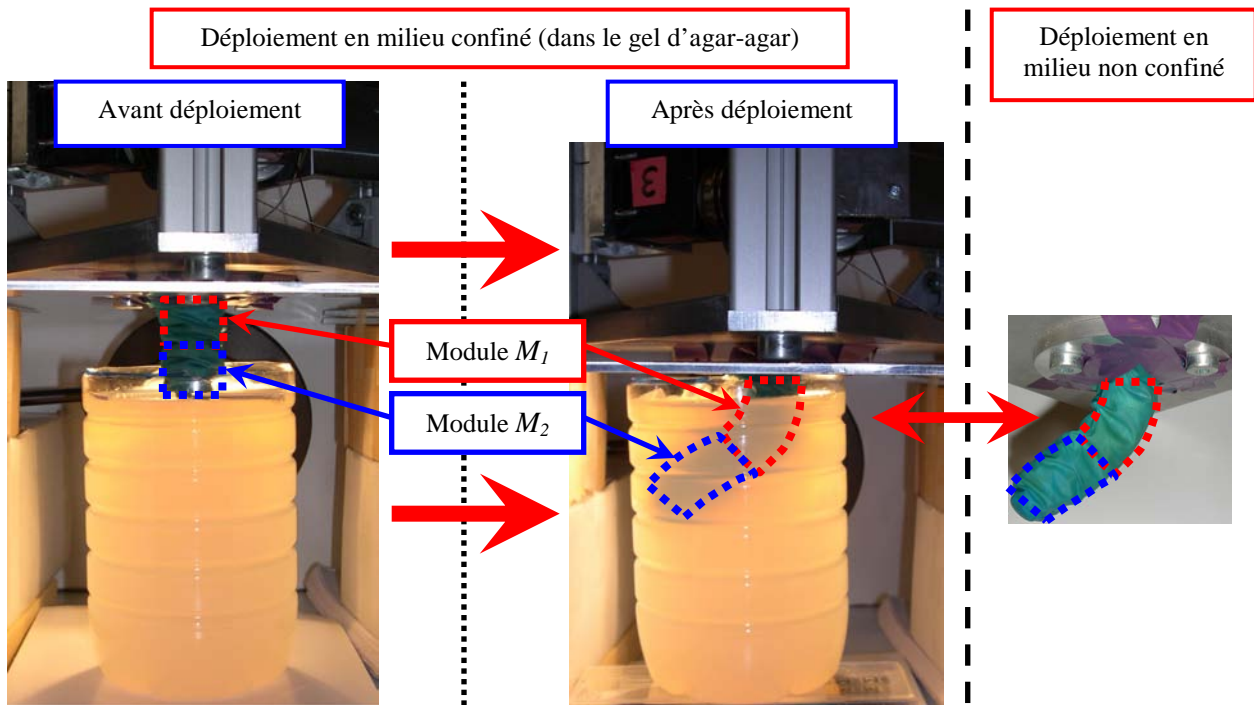


Fig. 4-49 : Déploiement du robot en milieu confiné (dans le gel d'agar-agar)

Conclusion sur les tests de pénétration du système de déploiement dans du gel d'agar-agar

Les expériences présentées nous ont permis de valider visuellement certains points concernant la capacité de déploiement et de pénétration du démonstrateur à ressorts en milieu confiné :

- Le test n°1 a montré qu'un module d'une raideur d'au moins 1213 N/m peut se déployer de manière courbée dans des gels d'agar-agar de concentration 1,1%.
- Le test n°2 a montré qu'un module d'une raideur d'au moins 365 N/m peut se déployer de manière courbée dans des gels d'agar-agar de concentration 1,1%.
- Le test n°2 a aussi montré que le système de déploiement composé de deux modules à ressorts pouvait progresser dans du gel d'agar-agar de concentration 1,1%, et ceci, en adoptant des courbures différentes pour les deux modules.

Pour valider la précision du suivi de trajectoire du robot, d'autres expériences seraient à prévoir dans le futur, mais impliqueraient une mise en place plus élaborée d'instrumentation de mesure (difficultés liées à la faible transparence du gel pour réaliser une mesure optique ; choix et utilisation de capteurs), expériences qui n'ont pu être envisagées dans les délais imposés par le déroulement de ce doctorat.

Les résultats obtenus constituent cependant de premières avancées prometteuses.

4.6. Conclusion

Dans ce dernier chapitre, nous avons décrit un premier développement de démonstrateur du robot de déploiement et présenter les résultats préliminaires de validation expérimentale obtenus avec ce démonstrateur.

Avant de concevoir et de dimensionner le démonstrateur, nous avons cherché à caractériser la grandeur des efforts nécessaires à fournir pour permettre la pénétration du robot de déploiement. Pour ce faire, des expériences ont été conduites, avec le concours du milieu hospitalier, sur des gels d'agar-agar dont la texture se rapproche de celles du cerveau ou de tumeurs. Après avoir sélectionné trois concentrations d'agar-agar et plus particulièrement deux d'entre-elles, 0,9% (consistance proche de celle du cerveau) et 1,1% (consistance proche de celles des tumeurs), des tests de pénétration dans les gels d'agar-agar d'un palpeur (de même dimension que le robot de déploiement, d'un diamètre de 20 mm) ont été effectués. Quelle

que soit la concentration d'agar-agar des gels, la valeur du pic d'effort lors de l'entrée du pénétrateur dans la matière augmente lorsque la vitesse d'avance du palpeur augmente. Nous avons montré que le robot devra être capable de fournir des efforts d'au moins 4 ou 5 N pour entrer et pénétrer dans le cerveau.

Ensuite, différentes études et travaux ont été menés pour concevoir un démonstrateur physique opérationnel.

Tout d'abord, des servomoteurs de type Dynamixel RX 64 ont été choisis pour réaliser l'actionnement déporté du système de déploiement du robot, à la fois pour leurs caractéristiques techniques intéressantes (dont un couple allant jusqu'à 9 N.m) et leur prix de revient.

Nous avons montré que ces moteurs surdimensionnés pour une utilisation avec les modules à ressorts à notre disposition permettent d'avoir un coefficient de sécurité de 3 et qu'ils sont également suffisamment résistants pour permettre l'actionnement d'un module pneumatique avec une pression interne de 6×10^5 Pa.

Le choix des actionneurs effectué, un premier travail de conception du démonstrateur, basé sur un actionnement par moteurs, câbles et ressorts, a été réalisé. C'est l'outil de CAO « CATIA » qui a été choisi pour modéliser le système, dimensionner chacune des pièces et définir l'assemblage global. Un robot à quatre modules, permettant de réaliser quatre changements d'orientation lors du déploiement (répondant au cahier des charges d'une application de neurochirurgie) a été conçu.

Le modèle réalisé avec « CATIA » a permis de vérifier les diverses poses ou collisions potentielles des différentes pièces du système. Après validation du dimensionnement de chacune des pièces, cotation fonctionnelle des différentes contraintes à respecter lors de l'usinage, les divers usinages ont été réalisés ou sous traités et le démonstrateur à ressorts a été assemblé.

En fin de doctorat, une deuxième version de démonstrateur, basée sur un actionnement par moteurs, câbles et pneumatique, a été développée. Non finalisée à ce jour, elle est présentée en termes de perspectives dans la conclusion de ce mémoire.

Le logiciel « CATIA » ne permettant pas de prendre les variables de dimensionnement de pièces comme des variables d'entrée du module cinématique de simulation de mouvements, la simulation du déploiement a été réalisée grâce à l'« Interface Homme Machines » ou « IHM » programmée sous « MatLab ». Différents sous menus permettent de paramétrer le robot à simuler et de construire les trajectoires à suivre. Ensuite un menu de modélisation géométrique permet de simuler le robot de déploiement. Il se décompose en trois sous menus : un sous menu de modélisation géométrique directe, un sous menu de modélisation géométrique inverse et un sous menu de simulation du suivi de trajectoires (utilisant le modèle géométrique inverse et la stratégie de déploiement bio-inspirée). Ainsi des plans d'expériences de simulation de suivi de trajectoires ont pu être effectués. Un dernier menu permet la commande du démonstrateur physique (après avoir simulé son déploiement).

Enfin, des expériences préliminaires ont été réalisées afin d'apporter des premiers éléments pour la validation future du démonstrateur à ressorts.

En milieu non confiné, nous avons testé l'influence de la raideur des ressorts des modules sur la précision du suivi d'une trajectoire composé d'un ou de deux arcs de cercle. Dans le cas de suivi de trajectoire avec un seul arc de cercle, nous avons montré, compte-tenu du dimensionnement imposé par des applications de neurochirurgie, qu'une raideur minimale supérieure à 1200N/m est nécessaire pour obtenir une précision suffisante en terme de position et d'orientation. Dans le cas du suivi de trajectoires avec deux arcs de cercle, même si de grandes similitudes de trajectoires sont obtenues entre système réel et simulation, nous notons que le système simulé adopte des courbures plus prononcées que le réel. De plus les différences s'accroissent dans la partie finale de la trajectoire. De ces résultats, nous avons pu montrer qu'il existe une interaction forte entre les modules à ressorts et l'une des solutions qui devrait permettre d'améliorer la précision du suivi de trajectoires serait d'augmenter la différence de raideurs des ressorts entre les deux modules.

En milieu confiné, nous avons validé la capacité du démonstrateur à ressorts à pouvoir pénétrer et progresser dans des gels d'agar-agar simulant les conditions et contraintes *in vivo* qui s'exerceront sur le robot de déploiement lors des opérations en conditions réelles sur le cerveau. Plus concrètement, nous avons montré que :

- Un module d'une raideur d'au moins 1200 N/m peut se déployer de manière courbée dans des gels d'agar-agar de concentration 1,1% (observation visuelle d'une courbure imposée relativement bien respecté) ;

- Le système de déploiement composé de deux modules à ressorts pouvait progresser dans du gel d'agar-agar de concentration 1,1%, et ceci, en adoptant des courbures différentes pour ses deux modules.

Points clefs du chapitre 4

Nous avons choisi des concentrations de gels d'agar-agar comportant des propriétés semblables à celles du cerveau et de tumeurs (concentrations comprises entre **0,9 et 1,1 % d'agar-agar**) pour simuler les conditions *in vivo* des opérations de neurochirurgie. Nous avons montré que la grandeur des efforts nécessaires à développer par le robot pour pénétrer dans ce gel est de l'ordre de **4 à 5 N**.

Nous avons choisi des servomoteurs très polyvalents, dimensionnés de telle manière à pouvoir fournir un couple d'actionnement suffisamment important pour actionner le système robotique qu'il soit à ressort ou pneumatique (couple allant jusqu'à **9 N.m**).

Nous avons dimensionné et validé la conception complète d'un démonstrateur à ressort grâce à l'outil de CAO « CATIA ». Nous avons ensuite fabriqué et assemblé le démonstrateur réel. Nous avons aussi programmé une « Interface Homme Machine » permettant la modélisation du robot de déploiement, la simulation du suivi de trajectoires par le robot en utilisant la stratégie de déploiement ainsi que la commande du démonstrateur réel.

Enfin, nous avons mis en place des expériences préliminaires pour valider certains aspects du robot de déploiement :

► En milieu non confiné :

Pour le cas d'un système à un module à ressort, en considérant les dimensions du robot imposées par l'application de neurochirurgie, il faut une raideur d'au moins **1200 N/m** pour obtenir un suivi correct de l'arc de trajectoire. Pour le cas d'un système à deux modules à ressorts, les efforts d'interaction d'un module sur l'autre ont des conséquences non négligeables sur le comportement global du robot. Ces dernières sont à intégrer dans une future version de modélisation et de commande du robot.

► En milieu confiné :

Un module d'une raideur d'au moins **1200 N/m** peut se déployer de manière courbée dans des gels d'agar-agar de concentration **1,1%**. Le système de déploiement composé de deux modules à ressorts peut progresser dans du gel d'agar-agar de concentration **1,1%** en adoptant des courbures différentes pour ses deux modules.

Même si beaucoup de validations et de travail restent encore à réaliser, ces toutes premières expériences sont encourageantes. Les premiers résultats soulèvent déjà des points critiques et permettent de proposer des optimisations :

- Pour le cas d'un système à ressorts, il faudrait compléter le modèle en prenant en compte les interactions des modules entre eux afin d'améliorer les simulations de suivi de trajectoires. Une optimisation des valeurs des raideurs des ressorts des différents modules pourra ensuite être réalisée afin d'améliorer le comportement d'un système à deux modules (voire plus).
- Un démonstrateur pneumatique doit aussi être finalisé afin de pouvoir caractériser son comportement et pouvoir comparer les résultats obtenus en terme de précision du suivi de trajectoire à ceux obtenus avec un système à ressorts.

Conclusion générale

Objectifs du travail de thèse

Même si l'engouement pour la robotique en neurochirurgie a beaucoup grandi au cours des dernières décennies, il n'en demeure pas moins qu'aucun système robotique susceptible de se déployer de manière curviligne dans le cerveau et d'accéder à des tumeurs profondément implantées n'a encore été décrit à ce jour.

C'est pourquoi nous avons, au cours de ce travail de thèse, tenter de poser les premières bases de la conception et de la modélisation d'un système innovant « multi-robots » qui devrait permettre à plus long terme d'atteindre et de réséquer des tumeurs de nature et d'implantation diverses.

Plus spécifiquement, nous avons travaillé sur la définition d'un principe de déploiement adapté à la tâche et sa formalisation, ainsi que sur la conception, la modélisation et la réalisation d'un premier démonstrateur du système de déploiement dans le cerveau.

Concevoir un robot capable de se mouvoir à l'intérieur du crâne d'un patient, selon des trajectoires prédéfinies, sans espace libre autour de la structure et sans guide naturel pour aider à la progression du système, représente un challenge important. De plus, un actionnement déporté devait être recherché pour le robot afin de limiter toute contrainte due à l'intégration d'actionneurs dans la structure.

La méthodologie suivie pour atteindre ces objectifs s'est articulée suivant les étapes résumées ci-dessous.

Analyse de l'état de l'art et recherche de concepts techniques adaptables aux objectifs du projet

Nous avons analysé l'état de l'art en robotique dans des domaines variés, médicaux et autres, afin de rechercher des concepts utilisables ou adaptables à la tâche de déploiement dans le cerveau.

Un travail important a été mené pour caractériser précisément l'application globale de neurochirurgie à réaliser. Les caractéristiques majeures recherchées dans la tâche de déploiement dans le cerveau sont l'absence d'espace libre autour de la structure du robot, une oppression la plus faible possible de la matière cérébrale, et l'absence de guide naturel pour aider à la progression du système de déploiement. Ceci a permis de faire ressortir un certain nombre de critères importants, dont cinq ont été retenus pour procéder à l'évaluation de différents concepts robotiques déjà développés dans le monde médical ou en dehors et susceptibles d'être utilisés ou adaptés pour la conception de notre robot de déploiement.

Cette évaluation de concepts a été menée selon cinq critères retenus pour répondre au mieux à la tâche de déploiement : « Déploiement longitudinal », « Déploiement curviligne local », « Invasivité et encombrement », « Mobilité et degrés de liberté » et « Espace libre à l'intérieur de la structure du robot » et elle a conduit à trois conclusions majeures :

1. Les principaux systèmes utilisés à ce jour en neurochirurgie restent des systèmes de positionnement de robots permettant une insertion d'aiguilles ou d'instruments, lesquels sont manipulés par des chirurgiens. Aucune étude ne décrit la conception de système déployable pour accéder à des tumeurs suivant des trajectoires courbes et complexes.

2. De tous les concepts de systèmes poly-articulés ou continus évalués, ce sont les concepts bio-inspirés en « trompe d'éléphant » qui apparaissent les plus adaptables à l'application de déploiement.

3. Trois types d'actionnement sont utilisables pour les concepts en « trompe d'éléphant » : des dispositifs pneumatiques et/ou des câbles et/ou des ressorts. L'un des concepts les plus prometteurs pour la conception d'un robot déployable est celui du système Air-OCTOR. Même si ce système comporte des contraintes de dimensionnement non adaptées à la tâche de neurochirurgie, il constitue cependant une base exploitable de modélisation et de conception.

Définition et modélisation de la stratégie de déploiement d'un robot de type modulaire

La sélection d'un concept de type modulaire en « trompe d'éléphant » faite, des choix conceptuels concernant les différentes caractéristiques des modules, et plus spécifiquement ceux relatifs aux mobilités et

à l'actionnement, ont pu être effectués afin de proposer une solution modulaire finale du robot décrivant la disposition de chacun des composants : câbles, anneaux de guidage, ressorts / chambres pneumatiques.

Nous avons ensuite procédé à une analyse comparative de trois types de modélisation de robots continus afin d'orienter le choix final de modélisation du comportement géométrique de notre robot. C'est la modélisation du robot Air-OCTOR qui se rapproche la plus de la modélisation de notre robot du point de vue structure et géométrie.

Puis, nous avons défini la modélisation pour le robot de déploiement. Cette dernière passe par le choix d'une chaîne cinématique associée aux mobilités des modules du robot et le calcul du modèle géométrique des modules (faisant le lien entre les longueurs des câbles et la pose d'un module ou du robot). Ce modèle géométrique est décomposé en trois transformations. Une étude comparative de cette modélisation à celle du robot Air-OCTOR a été menée afin de faire ressortir toutes modifications et améliorations apportées dans notre cadre. Celles-ci portent principalement sur deux points :

1. Un nombre limité d'opérations pour le calcul du modèle géométrique (moins d'opérateurs homogènes utilisés), reposant sur le choix d'une chaîne cinématique associée au robot différente de celle de l'Air-OCTOR et sur l'utilisation d'une méthode inspirée de la méthode de « Travelling Coordinate System » (TCS) basée sur un repère baladeur ;

2. Une écriture finale des trois transformations du modèle plus simple que celle du modèle de l'Air-OCTOR.

Nous avons aussi proposé une écriture du modèle géométrique inverse utilisant directement les termes de l'opérateur homogène d'un module. Ce modèle géométrique inverse a ensuite été utilisé afin de présenter une solution permettant le contrôle du déploiement d'un module (en extension ou en rétractation), puis un actionnement du système global basé sur le développement d'une stratégie de déploiement.

Mise en place d'une stratégie bioinspirée de déploiement du robot

Le principe retenu, permettant le déploiement de notre système modulaire le long de trajectoires courbes, repose sur des mouvements dits « bio-inspirés ».

En préliminaire, un regard rétrospectif de différentes locomotions d'animaux a servi de base à notre réflexion. Après définition générique de la tâche de suivi de trajectoires curvilignes, nous avons recherché la stratégie optimale d'actionnement et de déploiement du système en tenant compte des conditions particulières du milieu et des contraintes à respecter.

Le principe général est une coordination des mouvements entre les différentes entités flexibles d'un système modulaire. Cette coordination repose sur le principe d'une succession ordonnée d'extensions / rétractations locales pour une élongation itérative globale à partir d'une base fixe. Le système modulaire progresse selon des mouvements similaires à ceux d'un ver, mais en contrôlant en plus son orientation en flexion, comme peut le faire une trompe d'éléphant.

Une fois ce cadre mis en place, une réflexion a permis de définir des symboles hiérarchisés manipulables (Nb, Ns, Nf, Ai, Mj, etc.) pour le rendre intelligible en construisant des lois rendant compte de son comportement. Enfin, un formalisme calculable a été construit (basé sur des matrices et des algorithmes), pour obtenir un outil facilement adaptable à différents types de trajectoires.

Dans ce contexte, un séquençage par étapes d'un exemple de suivi de trajectoire composée de trois arcs a permis d'illustrer la stratégie choisie. Cet exemple a ensuite été généralisé pour le cas d'un système à N modules avec la construction d'une « Matrice Stratégie » décrite par un algorithme pour le cas générique de N modules. Le développement et l'utilisation globale de la stratégie optimale ont été présentés dans un algorithme qui lit la « Matrice Stratégie », ligne par ligne, et calcule l'actionnement résultant des différents modules (les longueurs des câbles et la pose géométrique du robot), à chaque étape du suivi de trajectoire. Il est à noter que la stratégie de déploiement qui a été développée ici peut constituer une solution intéressante non seulement pour le domaine médical mais également pour d'autres domaines où il s'agit de procéder à des tâches d'inspection dans des environnements contraints (dans de la matière « molle » ou à l'intérieur de tuyaux), dans le but d'atteindre des cibles précises en limitant les contacts ou les frottements avec de possibles obstacles.

Ce formalisme a ensuite été caractérisé par des plans d'expérience de simulation pour des cas de systèmes composés de 1 ou de 2 modules. L'erreur géométrique en fonction de la courbure des trajectoires a été calculée dans le but de mettre en évidence l'ensemble des trajectoires valides, c'est à dire aboutissant à une erreur de suivi des trajectoires inférieure au millimètre. Ces travaux ont permis de valider au niveau numérique, avec des outils informatiques courants (PC grand public, logiciel MatLab), la précision

géométrique intrinsèque de la stratégie de déploiement du robot pour une trajectoire composée d'un seul arc de cercle, puis de deux arcs de cercle.

Puis un exemple détaillé de trajectoire plus complexe, constituée de trois arcs de cercle, basée sur des données issues d'un cas réel de patient ayant une tumeur au cerveau, a été étudié. A partir de points de passage sélectionnés par le neurochirurgien, une méthode d'optimisation a permis de construire la trajectoire d'accès optimale à la tumeur. La simulation présentée utilise un système composé de trois modules. Les résultats sont très prometteurs puisqu'une erreur inférieure au millimètre est obtenue, ce qui est compatible avec une utilisation en neurochirurgie. Cet exemple illustre donc bien la possibilité d'utiliser cette stratégie de déploiement pour des applications en neurochirurgie. D'autres simulations, utilisant d'autres données de patients, non présentées en détail dans ce document de thèse, ont été réalisées et elles aboutissent toutes à des suivis de trajectoires avec des erreurs maximales inférieures à 1 mm. Ces exemples permettent de conforter les principes à l'origine de la stratégie de déploiement d'un point de vue géométrique.

Développement d'un démonstrateur à ressorts et câbles et premiers essais de validation

La dernière partie de ce travail de thèse a eu pour objectif la conception physique d'un premier démonstrateur de ce robot de déploiement puis la réalisation d'un certain nombre de tests de validation de ce démonstrateur.

En premier lieu, nous avons cherché à caractériser la grandeur des efforts nécessaires à fournir pour permettre la pénétration du robot de déploiement dans le cerveau. Pour ce faire, des expériences ont été conduites, avec le concours du milieu hospitalier clermontois, sur des gels d'agar-agar dont la texture se rapproche de celles du cerveau ou de tumeurs. Ces gels permettent de simuler les conditions et contraintes *in vivo* qui s'exerceront sur le robot de déploiement lors des opérations en conditions réelles sur le cerveau. Après sélection de trois concentrations d'agar-agar et plus particulièrement de deux d'entre-elles, 0,9% (consistance proche de celle du cerveau) et 1,1% (consistance proche de celles des tumeurs), des tests de pénétration dans les gels d'agar-agar d'un palpeur ont été effectués. Les expériences menées ont en effet consisté à faire pénétrer (entrer et progresser) dans le gel un palpeur rigide de même dimension que le robot (d'un diamètre de 20 mm), fixé à l'extrémité d'une presse munie d'un capteur de mesure d'effort.

Quelle que soit la concentration d'agar-agar des gels, la valeur du pic d'effort lors de l'entrée du palpeur dans la matière s'accroît lorsque la vitesse d'avance du palpeur est augmentée. Nous avons montré que la grandeur des efforts nécessaires à développer par le robot pour pénétrer dans ce gel était de l'ordre de 4 à 5 N. Le robot devra donc être capable de fournir des efforts d'au moins 4 ou 5 N pour entrer et pénétrer dans le cerveau.

Ensuite, différentes études et travaux ont été menés pour concevoir et assembler un démonstrateur physique du système de déploiement précédemment modélisé.

Pour des raisons à la fois techniques et financières, ce sont des servomoteurs très polyvalents de type Dynamixel RX 64 qui ont été choisis pour réaliser l'actionnement déporté du système de déploiement du robot. Dimensionnés de telle manière à pouvoir fournir un couple d'actionnement suffisamment important pour actionner le système robotique qu'il soit à ressort ou pneumatique (couple allant jusqu'à 9 N.m), ces moteurs surdimensionnés permettent d'avoir un coefficient de sécurité de 3 avec les modules à ressorts sélectionnés et ils sont suffisamment résistants pour permettre aussi l'actionnement d'un module pneumatique avec une pression interne de 6×10^5 Pa.

Le choix des actionneurs effectué, deux types de démonstrateur, à ressorts et à pneumatique, ont été envisagés. Seul le premier est présenté en détails dans ce document, le second n'étant à ce jour, pas totalement finalisé.

C'est l'outil de CAO « CATIA » qui a été choisi pour modéliser le système de conception du démonstrateur, basé sur un actionnement par moteurs, câbles et ressorts, dimensionner chacune des pièces et définir l'assemblage global. Un robot à quatre modules, permettant de réaliser quatre changements d'orientation lors du déploiement (répondant au cahier des charges d'une application de neurochirurgie) a été conçu. Ce modèle a permis de vérifier les diverses poses ou collisions potentielles des différentes pièces du système. Après validation du dimensionnement de chacune des pièces, cotation fonctionnelle des différentes contraintes à respecter lors de l'usinage, les divers usinages ont été réalisés ou sous-traités et le démonstrateur à ressorts a pu être assemblé.

Le logiciel « CATIA » ne permettant pas de prendre les variables de dimensionnement de pièces comme des variables d'entrée du module cinématique de simulation de mouvements, la simulation du déploiement a ensuite été réalisée grâce à une « Interface Homme Machines » ou « IHM » programmée sous

« MatLab ». Après avoir simulé le déploiement du système, cette « IHM » permet aussi la commande du démonstrateur physique.

Enfin, des expériences préliminaires ont été réalisées afin d'apporter des premiers éléments pour la validation future de ce démonstrateur à ressorts : i) en milieu non confiné, puis ii) en milieu confiné.

En milieu non confiné, nous avons testé l'influence de la raideur des ressorts des modules sur la précision du suivi d'une trajectoire composée d'un ou de deux arcs de cercle. Dans le cas d'un système à un seul module à ressorts, nous avons démontré que plus la raideur des ressorts est importante, plus la précision de suivi de trajectoire est bonne. En considérant les dimensions du robot imposées par l'application de neurochirurgie, il faut une raideur de module d'au moins 1200 N/m pour obtenir un suivi correct de l'arc de trajectoire. Dans le cas d'un système à deux modules à ressorts, même si de grandes similitudes de trajectoires sont obtenues entre système réel et simulation, nous avons noté que le système simulé adopte des courbures plus prononcées que le système réel. Ces différences s'accroissent dans la partie finale de la trajectoire. Ces résultats mettent en évidence que des efforts d'interaction d'un module sur l'autre ont des conséquences non négligeables sur le comportement global du robot. Ces dernières sont à prendre obligatoirement en considération et devront donc être intégrées dans une future version de modélisation et de commande du robot.

Du bilan réalisé à partir de ces différents tests, il apparaît qu'un robot à pneumatique, de conception plus rigide, devrait conduire à plus de précision en terme de suivi de trajectoire.

En milieu confiné, nous avons validé la capacité du démonstrateur à ressorts à pouvoir pénétrer et progresser dans des gels d'agar-agar. Nous avons montré qu'un module d'une raideur d'au moins 1200 N/m peut se déployer de manière courbée dans des gels d'agar-agar de concentration 1,1% et que le système de déploiement composé de deux modules à ressorts pouvait progresser dans du gel d'agar-agar de concentration 1,1%, et ceci, en adoptant des courbures différentes pour ses deux modules.

D'autres expériences demandant une instrumentation plus élaborée seraient à prévoir pour valider la précision du suivi de trajectoire du robot. Néanmoins les résultats obtenus montrent qu'un démonstrateur à ressorts peut progresser dans des gels d'agar-agar, ce qui constitue un premier résultat très positif et prometteur et qui ne peut qu'encourager à approfondir dans le futur les études menées au cours du travail de cette thèse.

Même si une validation plus complète de la tâche d'accès aux tumeurs dans le cerveau reste à réaliser, ces premières expériences sont encourageantes. Cependant, les premiers résultats soulèvent des points critiques mais ils permettent aussi de proposer des améliorations.

► Dans le cas d'un système à ressorts

Il faudra améliorer le modèle en prenant en compte les efforts d'interaction des modules entre eux lors du suivi de trajectoire et en les intégrant dans un modèle du système plus complet prenant en considération non seulement le modèle géométrique déjà développé mais aussi les efforts quasi-statiques de traction des câbles et les efforts dus à la compression des ressorts.

Une optimisation des valeurs des raideurs des ressorts des différents modules pourra ensuite être réalisée afin d'améliorer le comportement du système à deux modules (voire plus), en augmentant la différence entre les raideurs des modules.

L'intégration, dans la stratégie de commande du robot, des perturbations dues aux efforts des modules entre eux, devrait permettre aussi d'optimiser le modèle de suivi de trajectoire.

Enfin, d'autres tests restent à faire en milieu confiné sur des gels d'agar-agar pour valider la précision de mouvement du robot.

► Dans le cas d'un système pneumatique

La construction du démonstrateur pneumatique dont la conception a été amorcée sous « CATIA », utilisant une structure d'actionnement pneumatique et par câbles (voir schéma ci-dessous), devra être finalisée afin de pouvoir caractériser son comportement et comparer les résultats obtenus en terme de précision du suivi de trajectoire aux résultats obtenus avec le système à ressorts.

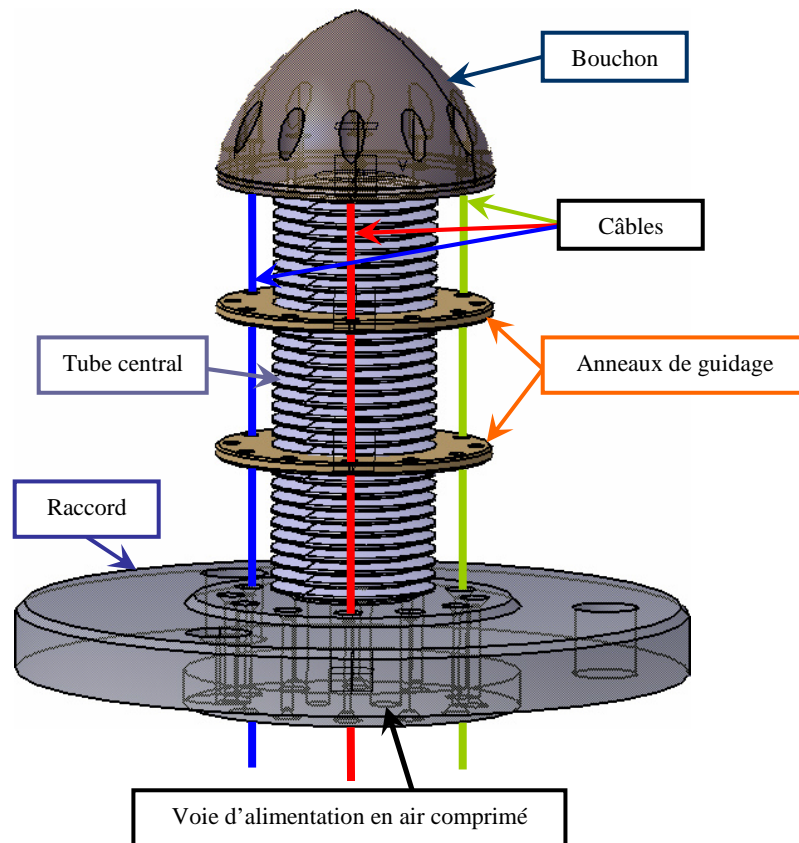


Schéma du démonstrateur pneumatique

Cette version du système pneumatique comporte un seul module, mais pourrait être adaptée pour avoir deux, ou trois modules. Le module pneumatique est constitué :

- de câbles : trois au total, permettant l'actionnement en flexion et en orientation ;
- d'un « tube central » : réalisant le corps de la chambre pneumatique et fournissant l'effort en extension du module. Ce tube a une forme toute particulière, comprenant une succession de plis (ou cannelures radiales) lui conférant des capacités très importantes d'extension et de rétraction ;
- d'« anneaux de guidage » : au nombre de deux pour l'exemple présenté ci-dessous (nombre suffisant pour ne pas causer de contact des câbles avec le « tube central » ; validation réalisée sous « CATIA ») ;
- d'un « bouchon » (pièce en extrémité du module) : à la fois jouant le rôle de fermeture de la chambre pneumatique et améliorant les capacités de pénétration du système dans la matière (le cerveau) en raison de sa forme extérieure, à la fois arrondie pour limiter les frottements et profilée pour mieux ouvrir la voie de passage. Cette pièce n'est pas totalement définitive, elle devra être modifiée ensuite pour pouvoir intégrer, en son intérieur, le « mini » robot d'ablation ;
- d'un « raccord » : disposant d'une extrémité inférieure de même diamètre que celle du « raccord » du système modulaire à ressorts. Il permet au système pneumatique de se fixer au « socle du haut » du bâti de la même manière que le démonstrateur à ressorts : par un centrage court et un serrage par des vis. Ceci conforte tout l'intérêt d'avoir conçu le « socle du haut » en deux parties : le « socle » et le « raccord ». Le « raccord » est aussi percé pour permettre une voie d'alimentation en air comprimé qui maintiendra le tube central sous pression.

Le bâti (poutres, socles, etc.), les moteurs, ainsi que les autres pièces de fixation, déjà utilisés pour le démonstrateur à ressorts, sont repris et utilisés pour l'assemblage global du démonstrateur pneumatique.

Ensuite, l'idéal serait de concevoir un système pneumatique à deux modules. Pour ce faire, il faudra deux chambres à pression séparées et indépendantes, afin de pouvoir contrôler indépendamment chacun des modules et ainsi éviter des problèmes similaires à ceux rencontrés avec le démonstrateur à ressorts (interaction entre les deux modules à ressorts). Si le système dispose de deux chambres sous pression séparées, les efforts d'interaction transmis par le module distal au module proximal devraient pouvoir être contrôlés en augmentant la pression dans le module proximal afin de leur résister. Pour ce faire, il faudra que le

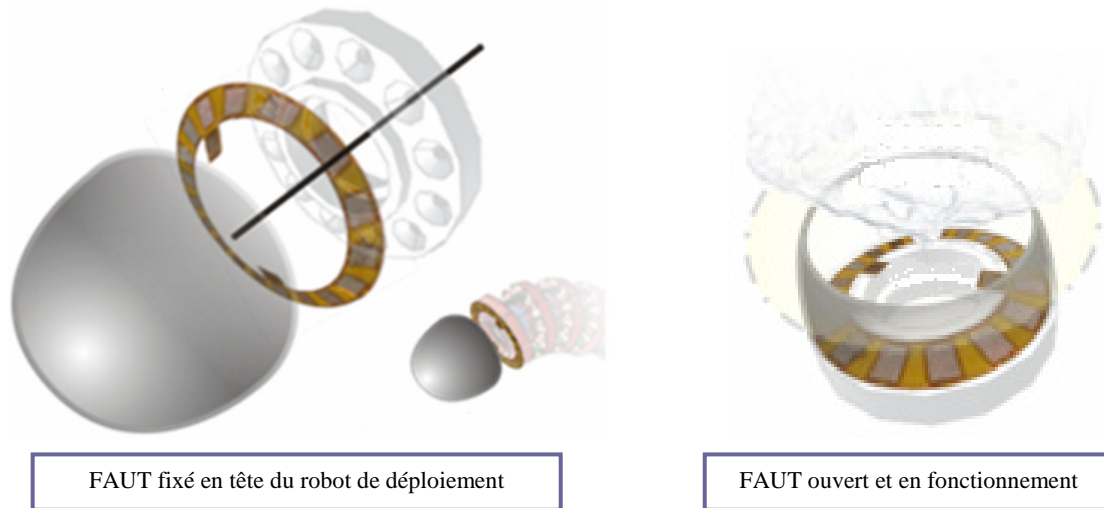
tube d'alimentation de la chambre du module distal passe, soit à l'intérieur du module proximal, soit sur sa périphérie extérieure.

Un travail collaboratif pourra aussi être initié avec des spécialistes du domaine de la commande et du retour d'information par capteur pour :

- disposer d'autres outils et capteurs pour mesurer et contrôler la position du robot lors de son déploiement dans le gel afin de valider la précision du positionnement du robot ;
- optimiser la commande et le suivi de trajectoire en intégrant des contrôles capteurs (vision, ultrason, échographes, etc.), et cela en temps réel lors du déploiement.

A ce sujet, une collaboration avec le « Center for Advanced Surgical and Interventional Technology » (CASIT) de l'« University of California, Los Angeles » (UCLA) se met en place pour développer et intégrer, au niveau de la partie distale du robot de déploiement, une sonde échographique embarquée (le FAUT : « Flexible Annular Ultrasound Transducer ») pour :

- repérer et suivre la position du robot de déploiement lors de sa progression ;
- analyser l'environnement de la tumeur une fois l'accès à celle-ci accompli ;
- contrôler les différentes étapes des opérations réalisées par le mini-robot d'ablation.



Intégration du « FAUT » en tête du robot de déploiement (Images du CASIT)

Enfin, le simulateur d'opération du système multi-robots (tâches de déploiement, tâche d'ablation, etc.) pourra aussi être amélioré en lui incluant un modèle plus élaboré de déformation du cerveau qui pourrait être développé en collaboration avec des spécialistes du domaine de la mécanique des matériaux.

L'application de neurochirurgie abordée dans ce manuscrit révèle tout l'intérêt de la miniaturisation de systèmes robotiques pour réaliser des tâches de précision dans des environnements très contraints. Cette miniaturisation fait apparaître de nouveaux verrous scientifiques à étudier, liés à l'échelle macroscopique des opérations (mouvements à effectuer) et des éléments considérés (robotiques ou biologiques), comme : l'importance des frottements relative à l'échelle, le rapport entre les efforts mis en jeu et la taille et/ou masse des éléments, etc.

En conclusion, les résultats encore préliminaires mais encourageants obtenus au cours de ce travail de thèse ouvrent de nombreuses perspectives de recherche qui devraient conduire à l'optimisation, à relativement court terme, du robot de déploiement.

Références Bibliographiques

Publications

[ALRIC 08a]

Alric M., Martin C., Tixier F., Chapelle F., Gogu G., Malguyres R. and Lemaire J.-J., « A New Concept of Invasive Multi-robot system for Neurosurgery », 5th International Conference of IBMISPS, Los Angeles, USA, August 2008

[ALRIC 08b]

Alric M., Martin C., Chapelle F., Gogu G. and Lemaire J.-J., « Integrated Design and Modeling of a deployable device for Neurosurgery », Proceedings of the IDMME - Virtual Concept, 2008

[ALRIC 09]

Alric M., Chapelle F., Lemaire J.-J. and Gogu G., « Potential applications of medical and non-medical robots for neurosurgical applications », Minimally Invasive Therapy and Allied Technologies, 2009, 18 (4), pp. 193-216

[AUBIN 06]

Aubin R., Blazevec P., Clement B. and Guyvarch J.-P., « Simulation and Design of a Snake-Like Robot Based on a Bio-Inspired Mechanism », Proceedings of the first IEEE/RAS-EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronic: BioRob, 2006, pp. 220-225

[BAILLY 04]

Bailly Y., « Modélisation et commande d'un micro-robot hybride - Application à la pose d'endoprothèses aortiques en chirurgie mini-invasive », Thèse de Doctorat : Université Paris 12, Val de Marne, France, 2004

[BENABID 87]

Benabid A.L., Cinquin P., Lavalée S., Le Bas J.F., Demongeot J. and de Rougemont J., « Computer-driven robot for stereotactic surgery connected to CT scan and magnetic resonance imaging: technological design and preliminary results », Stereotact Funct Neurosurg, 1987, 50, pp. 153-54

[BIDAUD 02]

Bidaud P. and Guinot J.C., « Design and control of micro robotic systems for micro-manipulation and minimally invasive surgery », Journal de Physique IV France (EDP Sciences) Les Ulis, 2002, 12, pp. 19-25

[BLESSING 04]

Blessing M. and Walker I.D., « Novel Continuum Robots with Variable-Length Sections », Proceedings of the 3rd IFAC Symposium on Mechatronic Systems, Sydney, Australia, 2004, pp. 55-60

[BRANDT 99]

Brandt G., Zimolong A., Carrat L., Merloz P., Staudte H.-W., Lavalée S., Radermacher K. and Rau G., « CRIGOS: a compact robot for image-guided orthopedic surgery », Proceedings of the IEEE, Information Technology in Biomedicine, 1999, 3 (4), pp. 252-260

[BREEDVELD 05]

Breedveld P., Scheltes J.S., Blom E.M. and Verheij J.E.I., « A New, Easily Miniaturized Steerable Endoscope », Proceedings of the IEEE Engineering in Medicine and Biology, Shanghai, China, 2005, 6 (4), pp. 40-47

[CAVUSOGLU 01]

Cavusoglu M.C., Villanueva I. and Tendick F., « Workspace Analysis of Robotic Manipulators for a Teleoperated Suturing Task » Proceedings of the IEEE/RSJ, International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS 2001), Maui, HI, 2001, 4, pp. 2234-39

[CHEN 99]

Chen I., Yeo S. and Gao Y., « Gait generation for inchworm-like robot locomotion using finitestate model », Proceedings of the IEEE Transaction on Robotics and Automation, 1999, 3 (1), pp. 2026-2031

[CHEN 05]

Chen G., « Design, modeling and control of a micro-robotic tip for colonoscopy », Thèse de Doctorat : Institut National des Sciences Appliquées de Lyon, Lyon, France, 2005

[CHIRIKJIAN 95]

Chirikjian G. and Burdick J., « The Kinematics of Hyper-Redundant Locomotion », Proceedings of the IEEE Transactions on Robotics and Automation, 1995, 11 (6), pp. 781-793

[CHOI 07]

Choi D.G., Yi B.J. and Kim W.K., « Design of a Spring Backbone Micro Endoscope », Proceedings of the IEEE International Conference on Intelligent Robots and Systems IROS, 2007, pp. 1815-21

[COTTON 90]

Cotton P.B. and Williams C.B., « Practical Gastrointestinal Endoscopy - The Fundamentals », Oxford: Blackwell Scientific Publications, 1990

[CRESPI 09]

Crespi A. and Ijspeert A.J. « A Biologically Inspired Amphibious Robot that Swims and Walks », Artificial Life Models in Hardware, Chapter Salamandra Robotica, Springer, 2009, pp. 35-64

[DARIO 00]

Dario P., Carrozza M.C., Marcacci M., Dapos Attanasio S., Magnani B., Tonet O. and Megali G., « A Novel Mechatronic Tool for Computer-Assisted Arthroscopy », Proceedings of the IEEE, Transactions on Information Technology in Biomedicine, 2000, 4(1), pp. 15-29

[DAS 97]

Das H., Ohm T., Boswell C., Steele R. et al., « Robot assisted microsurgery development at JPL », Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, Chicago, United States, 1997

[D ATTANASIO 00]

D'Attanasio S., Tonet O., Megali G., Carrozza M.C. et al., « A semi-automatic handheld mechatronic endoscope with collision-avoidance capabilities », Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation ICRA, San Francisco, United States, 2000, 2, pp. 1586-91

[DAVIES 99]

Davies B., Harris S., Jakopec M. and Cobb J., « A Novel Hands-on Robot for Knee Replacement Surgery », Proceedings of the CAOS USA, Conference on Computer Assisted Orthopaedic Surgery, Shadyside Hospital, Penn. USA, 1999, pp. 70-74

[DEGANI 06]

Degani A., Choset H., and Wolf A., « Zenati MA. Highly articulated robotic probe for minimally invasive surgery », Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation ICRA, 2006, pp. 4167-72

[DE SARS 05]

De Sars V., « Conception et commande d'une micro-structure active à haute mobilité. Application à la chirurgie mini-invasive », Thèse de Doctorat, Université Paris 6, Paris, France, 2005.

[FINLAY 03]

Finlay P.A. and Morgan P., « PathFinder image guided robot for neurosurgery », Industrial Robot: An International Journal, 2003, 30(1), pp. 30-34

[FUKUDA 89]

Fukuda T., Hosokai H. and Uemura M., « Rubber Gas Actuator Driven by Hydrogen Storage Alloy for In-Pipe Inspection Mobile Robot with Flexible Structure », Proceedings of the IEEE Transactions on Robotics and Automation, 1989, 3, pp. 1847-1852

[GAGARINA-SASIA 05]

Gagarina-Sasia T., De Sars V. et Szweczyk J., « Robot Modulaire pour l'Inspection Endo-Chirurgicale », 17ème Congrès Français de Mécanique Troyes, 2005

[GOGU 96]

Gogu G., Coiffet P. et Barraco A., « Représentation des déplacements des robots », Collection Mathématiques Pour La Robotique, Hermes Science Publications, 1996

[GRAY 38]

Gray J. and Lissmann H., « Studies In Animal Locomotion: VII. Locomotory Reflexes In The Earthworm », Journal of Experimental Biology, 1938, 15, pp. 506-517

[HANNAN 03]

Hannan M.W. and Walker I.D., « Kinematics and the implementation of an elephant's trunk manipulator and other continuum style robots », J Robot Syst. (PubMed), 2003, 20 (2), pp 45-63

[HIROSE 90]

Hirose S. and Morishima A., « Design and Control of a Mobile Robot with an Articulated Body », International Journal of Robotics Research, 1990, 9 (2), pp. 99-114

[HIROSE 93]

Hirose S., « Biologically Inspired Robots - Snake-like Locomotors and Manipulators », Oxford University Press, 1993, pp. 147-155.

[HONGO 01]

Hongo K., Kakizawa Y., Koyama J., Kan K., Nishizawa K., Tajima F., Fujie M. G. and Kobayashi S., « Microscopic-manipulator system for minimally invasive neurosurgery : preliminary study for clinical application », International Congress Series, 2001, 1230, pp. 275-280

[HONGO 03]

Hongo K., Goto T., Kakizawa Y., Koyama J., Kawai T., Kan K., Tanaka Y. and Kobayashi S., « Micromanipulator system (NeuRobot) : clinical application in neurosurgery », International Congress Series, 2003, 1256, pp. 509-513

[IKEDA 87]

Ikeda H. and Takanashi N., « Joint Assembly Moveable Like a Human Arm », US Patent 4683406, 1987

[IKUTA 94]

Ikuta K., Nokata M. and Aritomi S., « Hyper redundant active endoscope for minimum invasive surgery », Proceedings of the First International Symposium on Medical Robotics and Computer Assisted Surgery MRCAS, Pittsburgh, United States, 1994

[IKUTA 99]

Ikuta K. and Nokata M., « Two-lead-wire drive for multi-micro actuators », Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation ICRA, Detroit, United States, 1999, pp. 2378-84

[IKUTA 03a]

Ikuta K., Hasegawa T. and Daifu S., « Hyper Redundant Miniature Manipulator "Hyper Finger" for Remote Minimally Invasive Surgery in Deep Area », Proceedings of the IEEE/ICRA, International Conference on Robotics and Automation, Taipei, Taiwan, 2003, 1, pp. 1098-1102

[IKUTA 03b]

Ikuta K., Yamamoto K. and Sasaki K., « Developement of Remote Micro-surgery Robot and New Surgical Procedure for Deep and Narrow Space », Proceedings of the IEEE/ICRA, International Conference on Robotics and Automation, Taipei, Taiwan, 2003, 1, pp. 1103- 1108

[JOHNSON 07]

Johnson E., « Surgical simulators and simulated surgeons: reconstituting medical practice and practitioners in simulations », Social Studies of Science, 2007, 37 (4), pp. 585-608

[JONES 06]

Jones B.A. and Walker I.D., « Kinematics for multisection continuum robots », Proceedings of the IEEE, Transactions on Robotics (and Automation), 2006, 22 (1), pp. 43-55

[KANG 00]

Kang D., Anderson J. and DeBitetto P., « Draper unmanned vehicle systems », Robotica, 2000, 18, pp.263-272

[KASSIM 06]

Kassim I., Phee L., Ng W.S., Gong F., et al., « Locomotion techniques for robotic colonoscopy », Proceedings of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine, 2006, 25 (3), pp. 49-56

[KHALIL 07]

Khalil W., Gallot G. and Boyer F., « Dynamic Modeling and Simulation of a 3-D Serial Eel Like Robot », IEEE Transaction on Systems, Man and Cybernetics, 2007, Part C, 37, pp. 1259-1268

[KIM 06]

Kim B., Lim H.Y., Park J.H., and Park J.O., « Inchworm-Like Colonoscopic Robot with Hollow Body and Steering Device », JSME International Journal, 2006, Series C, 49 (1), pp. 205-212

[KOTAY 00]

Kotay K. and Rus D., « The Inchworm Robot: A Multi-Functional System », Autonomous Robots, 2000, 8 (1), pp. 53-69

[KWOH 88]

Kwoh Y.S., Hou J., Jonckheere E.A. and Hayaty S., « A robot with improved absolute positioning accuracy for CT guided stereotactic brain surgery », Proceedings of the IEEE, Biomedical Engineering, 1988, 35 (2), pp. 153-60

[KWON 01]

Kwon D.S., Yoon Y.S., Lee J.J., Ko S.Y., Huh K.H., Chung J.H., Park Y.B. and Won C.H., « ARTHROBOT: A New Surgical Robot System for Total Hip Arthroplasty », Proceedings of the IEEE/RSJ, International Conference on Intelligent Robots and Systems, Maui, Hawaii, USA, 2001, 2, pp. 1123-1128

[KYPSON 03]

Kypson A.P., Nifong L.W. and Chitwood W.R., « Robotic Cardiac Surgery », Journal of Long-Term Effects of Medical Implants, 2003, 13 (6), pp. 451-64

[LANE 99]

Lane D.M., Davies J.B.C., Robinson G., Oapos Brien D.J., Sneddon J., Seaton E. and Elfstrom A., « The AMADEUS dextrous subsea hand: design, modeling, and sensorprocessing », Proceedings of the IEEE, Journal of Oceanic Engineering, 1999, 24 (1), pp. 96-111

[LI 02]

Li Q.H., Zamorano L., Pandya A., Perez R. et al., « The Application Accuracy of the NeuroMate Robot - A Quantitative Comparison with Frameless and Frame-Based Surgical Localization Systems », Computer Aided Surgery, 2002, 7, pp. 90-98

[LIU 04]

Liu J., Zhang Y., Wang T., Xing H., and Tian Z., « NeuroMaster: A Robot System for Neurosurgery », Proceedings of the IEEE, International Conference on Robotics & Automation, New Orleans, LA, 2004, 1 (6), pp. 824-828

[LUM 07]

Lum M.J.H., Rosen J., King H., Friedman D.C.W. et al., « Telesurgery Via Unmanned Aerial Vehicle (UAV) with a Field Deployable Surgical Robot. », Stud Health Technol Inform, 2007, 125, pp. 313-15

[MANGAN 02]

Mangan E.V., Kingsley D.A., Quinn R.D., Chiel H.J., « Development of a peristaltic endoscope », Proceedings of the IEEE/ICRA'02, International Conference on Robotics and Automation, 2002, 1, pp. 347-352

[MAYER 04]

Mayer H., Nagy I., Knoll A., Schirmbeck E.U. et al., « The Endo[PA]R system for minimally invasive robotic surgery », Proceedings of the IEEE International Conference on Intelligent Robots and Systems IROS, 2004, 4, pp. 3637-42

[MCBETH 04]

McBeth P.B., Louw D.F., Rizun P.R. and Sutherland G.R., « Robotics in neurosurgery », The American Journal of Surgery, 2004, 188, pp.68S-75S

[MCMAHAN 05]

McMahan W., Jones B.A. and Walker I.D., « Design and implementation of a multi-section continuum robot: Air-Octor », Proceedings of the IEEE/RSJ (IROS), International Conference on Intelligent Robots and Systems, 2005, pp. 2578-2585

[MCMAHAN 06]

McMahan W., Chitrakaran V., Csencsits M., Dawson D. et al., « Field Trials and Testing of the OctArm Continuum Manipulator », Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation ICRA, Orlando, Florida, 2006; pp. 2336-41

[MENCIASSI 02]

Menciassi A., Park J.H., Lee S., Gorini S., Dario P. and Park J.O., « Robotic solutions and mechanisms for a semi-autonomous endoscope », Proceedings of the IEEE/RSJ, International Conference on Intelligent Robots and System, 2002, Scuola Superiore Sant'Anna, CRIM, Pisa, Italy, 2002, 2, pp. 1379-1384

[MENCIASSI 03]

Menciassi A. and Dario P., « Bio-inspired solutions for locomotion in the gastrointestinal tract: background and perspectives », Royal Society of London Transactions, 2003, Series A, 361(1811), pp. 2287-98

[MENDEZ 05]

Mendez I., Hill R., Clarke D., Kolyvas G. et al., « Robotic Long-distance Telementoring in Neurosurgery », Source Neurosurgery, 2005, 56 (3), pp. 434-40

[MITSUISHI 03]

Mitsubishi M., Arata J., Tanaka K., Miyamoto M., Yoshidome T., Iwata S., Warisawa S. and Hashizume M., « Developement of a Remote Minimally-Invasive Surgical System with Operational Environment Transmission Capability », Proceedings of the IEEE/ICRA, International Conference on Robotics and Automation, Taipei, Taiwan, 2003, 2, pp. 2663- 2670

[NAWRAT 03]

Nawrat Z., Podsedkowski L., Mianowski K., Wroblewski P. et al., « Robin Heart 2003 - present state of the Polish telemanipulator project for cardiac surgery assistance », *Int. J. Artif. Organs*, 2003, 26 (12), pp. 1115-19

[NEPPALLI 08]

Neppalli S., Csencsits M., Jones B. and Walker I., « A Geometrical Approach to Inverse Kinematics for Continuum Manipulators », *Proceedings of the IEEE International Conference on Intelligent Robots and Systems*, 2008, pp.3565-3570

[NG 00]

W.S. Ng, S.J. Phee, C. Seow and B.L. Davies, « Development of a robotic colonoscope », *Digestive Endoscopy*, Blackwell Publishing, 2000, 12 (2), pp. 131-135(5)

[PAAP 96]

Paap K., Dehlwisch M. and Klaassen B., « GMD-Snake: A Semi-Autonomous Snake-like Robot », *Proceedings of the 3rd International Symposium on Distributed Autonomous Robot Systems*, 1996

[PATRONIK 05]

Patronik N., Riviere C., El Qarra S. and Zenati M., « The HeartLander: A novel epicardial crawling robot for myocardial injections », *Proceedings of the 19th International Congress of Computer Assisted Radiology and Surgery*, 2005, 1281C, pp. 735-739

[PRANSKY 98]

Pransky J., « Surgeons' realizations of RoboDoc », *Industrial Robot*, MCB University Press, 1998, 25(2), pp. 105-108

[RAJU 05]

Raju G.S. and Pasricha P.J., « ShapeLock: a rapid access port for redeployment of a colonoscope into the proximal colon to facilitate multiple polypectomies in a single session », *Gastrointestinal Endoscopy*, 2005, 61 (6), pp. 768-70

[REYNAERTS 99]

Reynaerts D., Peirs J. and Van Brussel H., « Shape memory micro-actuation for a gastro-intestinal intervention system », *Sensors and Actuators A: Physical*, Elsevier, 1999, 77(2), pp. 157-66

[RININSLAND 99]

Rininsland H., « ARTEMIS. A telemanipulator for cardiac surgery », *European Journal of Cardio-thoracic Surgery*, 1999, 16 (2), pp. S106-S111

[SALLE 04a]

Sallé D., Bidaud P. and Morel G. « Optimal Design of High Dexterity Modular MIS Instrument for Coronary Artery Bypass Grafting », *Proceedings of the IEEE, International Conference on Robotics and Automation*, New Orleans, LA, USA, 2004, 2, pp. 1276-1281

[SALLE 04b]

Sallé D., « Conception Optimale d'Instruments Robotisés à Haute Mobilités pour la Chirurgie Mini-Invasive », *Thèse de Doctorat*, Université Paris 6, Paris, France, 2004

[SEIBOLD 05]

Seibold U., Kübler B., and Hirzinger G., « Prototype of Instrument for Minimally Invasive Surgery with 6-Axis Force Sensing Capability », *Proceedings of the IEEE, International Conference on Robotics and Automation*, Barcelona, Spain, 2005, pp. 498-503

[SFAKIOTAKIS 99]

Sfakiotakis M., Lane D., and Davies J., « Review of Fish Swimming Modes for Aquatic Locomotion », *Journal of oceanic engineering*, 1999, 24 (2), pp. 237-252

[SHOHAM 03]

Shoham M., Burman M., Zehavi E. and Joskowicz L., « Bone-Mounted Miniature Robot for Surgical », *Proceedings of the IEEE Transactions on Robotics and Automation ICRA*, Taipei, Taiwan, 2003, 19 (5), pp. 893-901

[SIEGWART 04]

Siegwart R. and Nourbakhsh I., « Introduction to Autonomous Mobile Robots », Triliteral publisher, 2004

[SISTON 07]

Siston R.A., Giori N.J., Goodman S.B. and Delp S.L., « Surgical navigation for total knee arthroplasty: A perspective », *Journal of Biomechanics*, 2007, 40 (4), pp. 728-35

[SLAGOWSKI 00]

Slagowski S. and Potter A., « Using ADAMS to Model Cable Driven Hyper-Redundant Flexible Manipulators », *International ADAMS User Conference*, 2000, pp. 1-9

[SLATKIN 95]

Slatkin A.B., Burdick J. and Grundfest W., « The development of a robotic endoscope », Proceedings of the IEEE/RSJ (IROS), International Conference on Intelligent Robots and Systems, Human Robot Interaction and Cooperative Robots, Pittsburgh, PA, USA, 1995, 2, pp. 162-171

[SOLER 08]

Soler L. and Marescaux J., « Patient-specific Surgical Simulation », World Journal of Surgery, 2008, 32 (2), pp. 208-12

[SULEMAN 08]

Suleman A. and Crawford C., « Design and testing of a biomimetic tuna using shape memory alloy induced propulsion », Computers and Structures, 2008, 86 (3-5), pp. 491-499

[SUTHERLAND 03a]

Sutherland G.R., McBeth P.B. and Louw D.F., « NeuroArm : an MR compatible robot for microsurgery », International Congress Series, 2003, 1256, pp. 504-08

[SUTHERLAND 03b]

Sutherland G.R., McBeth P.B. and Louw D.F., « Mobile intraoperative MRI in neurosurgery at 1.5 T », International Congress Series, Elsevier Science B.V., 2003, 1256, pp. 613-18

[TAKASHI 03]

Takashi M., « Biomimetic Design of Actuators, Sensors and Robots », Proceedings of the 1st international Workshop on 'Robotics-Paradigm shift from intelligence to life', 2003, pp. 41-46

[TAYLOR 98]

Taylor R., « Robotics in Orthopaedic Surgery. Computer-Assisted Orthopaedic Surgery », Nolte & Ganz, eds. Seattle, Hogrefe & Huber, 1998, pp. 35-41

[THOMANN 03a]

Thomann F., Betemps M. and Redarce T., « The development of a bendable colonoscopic tip », Proceedings of the IEEE/ICRA'03, International Conference on Robotics and Automation, Taipei, Taiwan, 2003, 1, pp. 658-663

[THOMANN 03b]

Thomann G., « Contribution à la chirurgie minimalement invasive : Conception d'un coloscope intelligent », Thèse de Doctorat, Institut National des Sciences Appliquées de Lyon, Lyon, France, 2003

[TRIAANTAFYLLOU 95]

Triantafyllou M. and Triantafyllou G., « An efficient swimming machine », Scientific American, 1995, 272 (3), pp. 64-71

[TRIMMER 06]

Trimmer B., Takesian A. and Sweet B., « Caterpillar locomotion: A new model for soft-bodied climbing and burrowing robots », Proceedings of the 7th International Symposium on Technology and the Mine Problem, 2006

[TRIMMER 07]

Trimmer B. and Issberner J., « Kinematics of Soft-bodied, Legged Locomotion in Manduca sexta Larvae », The Biological Bulletin, 2007, 212, pp. 130-142

[WOLF 05]

Wolf A., Jaramaz B., Lisien B. and DiGioia A.M., « MBARS : mini bone-attached robotic système for joint arthroplasty », Int J Medical Robotics and Computer Assisted Surgery, Robotic Publications Ltd., 2005, 1 (2), pp.101-121

[YAMASHITA 03]

Yamashita H., Kim D., Hata N. and Dohi T., « Multi-Slider Linkage Mechanism for Endoscopic Forceps Manipulator », Proceedings of the IEEE/RSJ, International Conference on Intelligent Robots and Systems, Las Vegas, Nevada, USA, 2003, 3, pp. 2577-2582

[ZHI JIAN 02]

Zhi-Jian C., Broaddus W.C., Viswanathan R.R., Raghavan R. and Gillies G.T., « Intraparenchymal drug delivery via positive-pressure infusion: experimental and modeling studies of poroelasticity in brain phantoms », IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2002, 49 (2), pp. 85-96

Sites Internet

[CIBERKNIFE web]

Système CiberKnife

<http://www.cyber-knife.net/>

http://www.cyber-knife.net/fileadmin/Menubilder/Cyberknife_radiosurgery_en01.pdf

http://www.cyber-knife.net/fileadmin/cyberknife_aerztefolder_en.pdf

[DA VINCI web]

Système da Vinci, développé par Intuitive Surgical Inc.

http://www.intuitivesurgical.com/products/davinci_surgicalsystm/index.aspx

[GAMMAKNIFE web]

Système GammaKnife

<http://www.virtualtrials.com/gamma.cfm>

International RadioSurgery Association (IRSA)

http://www.irsa.org/gamma_knife.html

[HIROSE LAB, ELASTOR web]

Le coloscope Elastor

http://www-robot.mes.titech.ac.jp/robot/medical/elastor/elastor_e.html

[ISIS, SURGISCOPE web]

ISIS « Intelligent Surgical Instruments & Systems », Robot porteur parallèle Surgiscope

http://www.isis-robotics.com/french/Produits/SurgiScope_presentation.htm

[MACAO web]

MACAO Micro-Actionneur pour un Contrôle Actif en Orientation, Université d'Evry, LSC, France

<http://lsc.univ-evry.fr/Projets/MACAO/plaquette.ppt>

[MEDTECH web]

Medtech

<http://medtech.fr/>

[MEDTRONIC, TIMESH web]

Système TiMesh, Medtronic Inc.

<http://www.medtronic.com/neurosurgery/cranial.html#clip>

[PROSURGICS, PathFinder web]

Prosurgics, Système PathFinder

http://www.prosurgics.com/prosurgics_pathfinder.htm

[URS web]

URS « Universal Robotic Systems Ortho GmbH »

www.urs-ortho.de

[ZEUS web]

ZEUS originally designed by Computer Motion (Computer Motion a été racheté par Intuitive Surgical Inc., voir (w5))

<http://www.computermotion.com>

[ZIMMER CORP. web]

Zimmer Corporate [Online]. 2007

<http://www.zimmer.com>

<http://www.zimmer.com/z/ctl/op/global/action/1/id/9409/template/CP>

Valorisation du travail de doctorat

▪ Lauréat du PRIX du JEUNE CHERCHEUR 2010 organisé par la Ville de Clermont-Ferrand

▪ PARTICIPATION A DES CONGRES INTERNATIONAUX

- IDMME - Virtual Concept 2008, Beijing (Pékin), Chine, Octobre 2008
- 5th International Conference of IBMISPS, Los Angeles, USA, Août 2008
- 3rd International Conference of IBMISPS 2006, Clermont-Ferrand, France, Août 2006

▪ PARTICIPATION A DES COLLOQUES NATIONAUX OU LOCAUX

- Journées de l'Ecole doctorale (Comité d'organisation), Clermont-Ferrand, 2008
- De la Macro vers la Micro Manipulation – AIP Priméca, Besançon, France, 2007
- Journées de l'Ecole doctorale, Clermont-Ferrand, 2007

▪ PRODUCTION SCIENTIFIQUE

► PUBLICATIONS

Internationales

ALRIC Matthieu, CHAPELLE Frédéric, LEMAIRE Jean-Jacques and GOGU Grigore, "Deployment strategy of a modular robot, along curved trajectories, based on worm locomotion mode and elephant trunk mobility", publication soumise

ALRIC Matthieu, MARTIN Carole, CHAPELLE Frédéric, GOGU Grigore and LEMAIRE Jean-Jacques, "Integrated Design and Modeling of a deployable device for Neurosurgery", Integrated Design and Manufacturing in Mechanical Engineering, sous presse

MARTIN Carole, ALRIC Matthieu, CHAPELLE Frédéric, LEMAIRE Jean-Jacques and GOGU Grigore, "Trajectory planning for tumor resection: integrated design of a mini-invasive neurosurgical robot", Integrated Design and Manufacturing in Mechanical Engineering, sous presse

ALRIC Matthieu, CHAPELLE Frédéric, LEMAIRE Jean-Jacques and GOGU Grigore, "Potential applications of medical and non-medical robots for neurosurgical applications", Minimally Invasive Therapy and Allied Technologies, 2009, 18 (4), pp. 193-216

Article de vulgarisation

ALRIC Matthieu, CHAPELLE Frédéric, GOGU Grigore et LEMAIRE Jean-Jacques, "Des robots pour des applications en neurochirurgie", Courrier de l'IFMA, 13, pp. 6, mars 2009

► PROCEEDINGS

Internationales

ALRIC Matthieu, MARTIN Carole, CHAPELLE Frédéric, GOGU Grigore and LEMAIRE Jean-Jacques, "Integrated Design and Modeling of a deployable device for Neurosurgery", Proceedings of IDMME - Virtual Concept 2008, Beijing, China, October 2008

MARTIN Carole, ALRIC Matthieu, CHAPELLE Frédéric, LEMAIRE Jean-Jacques and GOGU Grigore, "Trajectory planning for tumor resection: integrated design of a mini-invasive neurosurgical robot", Proceedings of IDMME - Virtual Concept 2008, Beijing, China, October 2008

ALRIC Matthieu, CHAPELLE Frédéric and LEMAIRE Jean-Jacques, "Design of an Innovative Robotic System for Neurosurgery: Preliminary Study", Proceedings of IBMISPS 2006, Clermont-Ferrand, France, August 2006

► COMMUNICATIONS ORALES

Internationales

ALRIC Matthieu, MARTIN Carole, CHAPELLE Frédéric, GOGU Grigore and LEMAIRE Jean-Jacques "Integrated Design and Modeling of a deployable device for Neurosurgery", 7th International Conference of IDMME - Virtual Concept, Pékin, China, October 2008

ALRIC Matthieu, CHAPELLE Frédéric and LEMAIRE Jean-Jacques, "Design of an Innovative Robotic System for Neurosurgery: Preliminary Study", 3rd International Conference of IBMISPS, Clermont-Ferrand, France, August 2006

Nationales ou Locales

ALRIC Matthieu, CHAPELLE Frédéric, GOGU Grigore et LEMAIRE Jean-Jacques, "Modélisation préliminaire d'un robot déployable dans le cerveau pour accéder à une tumeur", De la Macro vers la Micro Manipulation – AIP Priméca, Besançon, France, 2007

ALRIC Matthieu, "Modélisation du déplacement d'un système robotisé dans le cerveau pour accéder à une tumeur", Journées de l'Ecole Doctorale, Clermont-Ferrand, France, 2007

► COMMUNICATIONS AFFICHEES

Internationale

ALRIC Matthieu, MARTIN Carole, TIXIER Fabien, CHAPELLE Frédéric, GOGU Grigore, MALGUYRES Rémy and LEMAIRE Jean-Jacques, "A New Concept of Invasive Multi-robot system for Neurosurgery", 5th International Conference of IBMISPS, Los Angeles, USA, August 2008

Annexes

Annexe 1 : Expression de la transformation f_1 du modèle géométrique du système de déploiement

La transformation f_1 fait le lien entre les paramètres $[R_j, s_j, \alpha_j, \varphi_j]$ et les longueurs $L_{k,j}$ des câbles. Les étapes de calcul sont détaillées dans cette annexe. La Fig. A-1 détaille le paramétrage complet d'un module.

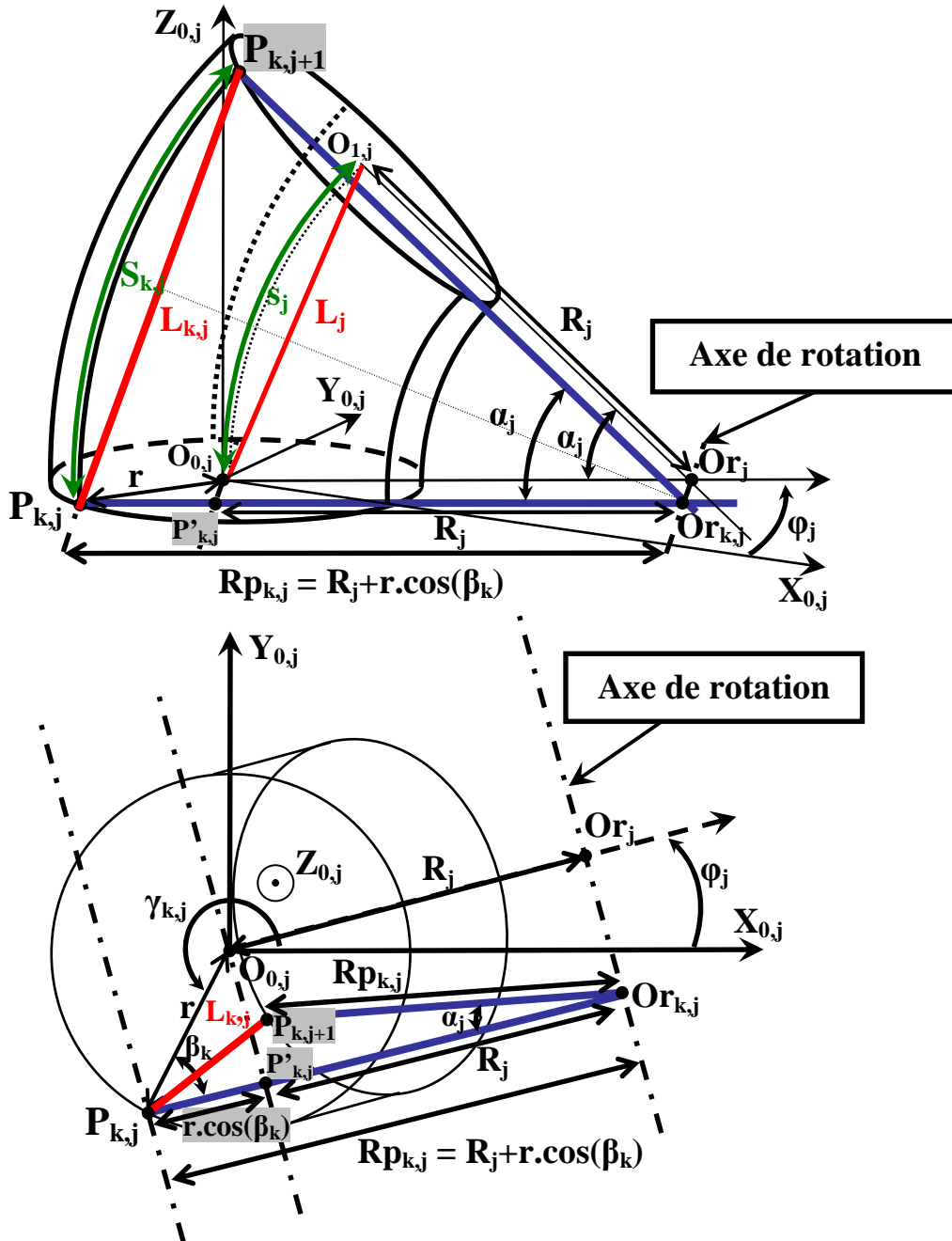


Fig. A-1 : Schéma paramétré d'un module pour le calcul de la transformation f_1

Expression des longueurs $L_{k,j}$ des câbles en fonction des paramètres de courbure $[R_j, s_j, \alpha_j, \varphi_j]$

Le point $P_{k,j}$ est le point de guidage du câble numéro « k » au niveau de la base du module M_j .

Le point $P_{k,j+1}$ est le point de guidage du câble numéro « k » au niveau de la tête du module M_j qui est aussi la base du module M_{j+1} .

Dans le triangle $O_{0,j}P_{k,j}P'_{k,j}$ rectangle en $P'_{k,j}$, la relation suivante est vérifiée :

$$\pi = 2\pi - \left(\frac{\pi}{2} - \varphi_j + \gamma_{k,j} \right) + \beta_k + \frac{\pi}{2}$$

D'où :

$$\beta_k = \gamma_{k,j} - \varphi_j - \pi \quad (1)$$

Le module se courbant suivant un arc de cercle, le triangle $Or_{k,j}P_{k,j}P_{k,j+1}$ est isocèle en $Or_{k,j}$ avec : $P_{k,j}Or_{k,j} = P_{k,j+1}Or_{k,j}$

De plus :

$$Rp_{k,j} = R_j + r \cdot \cos(\beta_k) = R_j + r \cdot \cos(\gamma_{k,j} - \varphi_j - \pi) = R_j - r \cdot \cos(\gamma_{k,j} - \varphi_j) \quad (2)$$

Et :

$$\sin\left(\frac{\alpha_j}{2}\right) = \frac{\frac{L_{k,j}}{2}}{Rp_{k,j}}$$

d'où :

$$L_{k,j} = 2 \cdot \sin\left(\frac{\alpha_j}{2}\right) \cdot (R_j - r \cdot \cos(\gamma_{k,j} - \varphi_j)) \quad (3)$$

Et :

$$R_j = \frac{s_j}{\alpha_j}$$

Donc :

$$L_{k,j} = 2 \cdot \sin\left(\frac{\alpha_j}{2}\right) \cdot \left(\frac{s_j}{\alpha_j} - r \cdot \cos(\gamma_{k,j} - \varphi_j) \right) \quad (4)$$

Relation entre L_j et les longueurs des câbles $L_{k,j}$

Dans le triangle isocèle $O_{0,j}O_{1,j}Or_j$, L_j s'écrit :

$$L_j = 2 \cdot R_j \cdot \sin\left(\frac{\alpha_j}{2}\right) \quad (5)$$

D'après (3) et (5) :

$$L_{k,j} = L_j - 2 \cdot r \cdot \sin\left(\frac{\alpha_j}{2}\right) \cdot \cos(\gamma_{k,j} - \varphi_j) \quad (6)$$

Et ensuite :

$$L_j = L_{k,j} + 2 \cdot r \cdot \sin\left(\frac{\alpha_j}{2}\right) \cdot \cos(\gamma_{k,j} - \varphi_j) \quad (7)$$

A partir de (6), en sommant les trois longueurs de câble du module M_j :

$$\sum_{k=1}^3 L_{k,j} = 3.L_j - \sum_{k=1}^3 \left(2.r.\sin\left(\frac{\alpha_j}{2}\right) \cdot \cos(\gamma_{k,j} - \varphi_j) \right) = 3.L_j - 2.r.\sin\left(\frac{\alpha_j}{2}\right) \underbrace{\left(\sum_{k=1}^3 (\cos(\gamma_{k,j} - \varphi_j)) \right)}_{=0}$$

D'où :

$$L_j = \frac{1}{3} \left(\sum_{k=1}^3 L_{k,j} \right) \quad (8)$$

Relation entre s_j et les longueurs $s_{k,j}$

$s_{k,j}$ s'écrit :

$$s_{k,j} = \alpha_j \cdot R_{p_{k,j}} = \alpha_j \cdot \frac{\frac{L_{k,j}}{2}}{\sin\left(\frac{\alpha_j}{2}\right)}$$

Donc :

$$s_{k,j} = \frac{\alpha_j \cdot L_{k,j}}{2 \cdot \sin\left(\frac{\alpha_j}{2}\right)} \quad (9)$$

Et en utilisant (8) puis (5) :

$$\frac{1}{3} \left(\sum_{k=1}^3 s_{k,j} \right) = \frac{1}{3} \left(\sum_{k=1}^3 \left(\frac{\alpha_j \cdot L_{k,j}}{2 \cdot \sin\left(\frac{\alpha_j}{2}\right)} \right) \right) = \frac{\alpha_j}{2 \cdot \sin\left(\frac{\alpha_j}{2}\right)} \underbrace{\left(\frac{\sum_{k=1}^3 L_{k,j}}{3} \right)}_{=L_j} = \alpha_j \cdot \frac{L_j}{2 \cdot \sin\left(\frac{\alpha_j}{2}\right)} = \alpha_j \cdot R_j = s_j$$

D'où :

$$s_j = \frac{1}{3} \left(\sum_{k=1}^3 s_{k,j} \right) \quad (10)$$

Expression de φ_j en fonction des longueurs des câbles $L_{k,j}$

A partir de (7), pour $k = 2$ et $k = 3$, on obtient :

$$\begin{aligned} L_j &= L_{2,j} + 2.r.\sin\left(\frac{\alpha_j}{2}\right) \cdot \cos(\gamma_{2,j} - \varphi_j) = L_{3,j} + 2.r.\sin\left(\frac{\alpha_j}{2}\right) \cdot \cos(\gamma_{3,j} - \varphi_j) \\ \Rightarrow 2.r.\sin\left(\frac{\alpha_j}{2}\right) &= \frac{L_{3,j} - L_{2,j}}{\cos(\gamma_{2,j} - \varphi_j) - \cos(\gamma_{3,j} - \varphi_j)} = \frac{L_{3,j} - L_{2,j}}{-\frac{1}{2}\cos(\varphi_j) - \frac{\sqrt{3}}{2}\sin(\varphi_j) - \cos(\varphi_j)} \\ \Rightarrow 2.r.\sin\left(\frac{\alpha_j}{2}\right) &= \frac{L_{3,j} - L_{2,j}}{-\frac{3}{2}\cos(\varphi_j) - \frac{\sqrt{3}}{2}\sin(\varphi_j)} \end{aligned}$$

D'où :

$$r.\sin\left(\frac{\alpha_j}{2}\right) = \frac{L_{2,j} - L_{3,j}}{3\cos(\varphi_j) + \sqrt{3}\sin(\varphi_j)} \quad (11)$$

D'après (7) (pour k=1) et (8) on a aussi :

$$L_j = \frac{L_{1,j} + L_{2,j} + L_{3,j}}{3} = L_{1,j} + 2.r.\sin\left(\frac{\alpha_j}{2}\right).\cos(\gamma_{1,j} - \varphi_j) \quad (12)$$

D'où avec (11) et (12) :

$$\begin{aligned} \frac{L_{1,j} + L_{2,j} + L_{3,j}}{3} &= L_{1,j} + 2.\left(\frac{L_{2,j} - L_{3,j}}{3\cos(\varphi_j) + \sqrt{3}\sin(\varphi_j)}\right).\underbrace{\left(-\frac{1}{2}\cos(\varphi_j) + \frac{\sqrt{3}}{2}\sin(\varphi_j)\right)}_{=\cos(\gamma_{1,j} - \varphi_j)} \\ \Rightarrow L_{1,j} + L_{2,j} + L_{3,j} &= 3.L_{1,j} + 3.\left(\frac{L_{2,j} - L_{3,j}}{3\cos(\varphi_j) + \sqrt{3}\sin(\varphi_j)}\right).(-\cos(\varphi_j) + \sqrt{3}\sin(\varphi_j)) \\ \Rightarrow \frac{L_{2,j} + L_{3,j} - 2.L_{1,j}}{L_{2,j} - L_{3,j}} &= \frac{3.(\sqrt{3}\sin(\varphi_j) - \cos(\varphi_j))}{3\cos(\varphi_j) + \sqrt{3}\sin(\varphi_j)} \\ \Rightarrow \frac{3\cos(\varphi_j) + \sqrt{3}\sin(\varphi_j)}{L_{2,j} - L_{3,j}} &= \frac{3.(\sqrt{3}\sin(\varphi_j) - \cos(\varphi_j))}{L_{2,j} + L_{3,j} - 2.L_{1,j}} \\ \Rightarrow \left(\frac{3}{L_{2,j} - L_{3,j}} + \frac{3}{L_{2,j} + L_{3,j} - 2.L_{1,j}}\right)\cos(\varphi_j) &= \left(\frac{3.\sqrt{3}}{L_{2,j} + L_{3,j} - 2.L_{1,j}} - \frac{\sqrt{3}}{L_{2,j} - L_{3,j}}\right)\sin(\varphi_j) \\ \Rightarrow \left(\frac{3(L_{2,j} + L_{3,j} - 2.L_{1,j}) + 3(L_{2,j} - L_{3,j})}{(L_{2,j} - L_{3,j})(L_{2,j} + L_{3,j} - 2.L_{1,j})}\right)\cos(\varphi_j) &= \left(\frac{3.\sqrt{3}.(L_{2,j} - L_{3,j}) - \sqrt{3}.(L_{2,j} + L_{3,j} - 2.L_{1,j})}{(L_{2,j} - L_{3,j})(L_{2,j} + L_{3,j} - 2.L_{1,j})}\right)\sin(\varphi_j) \\ \Rightarrow (6.L_{2,j} - 6.L_{1,j})\cos(\varphi_j) &= (2.\sqrt{3}.L_{2,j} - 4.\sqrt{3}.L_{3,j} + 2.\sqrt{3}.L_{1,j})\sin(\varphi_j) \\ \Rightarrow \tan(\varphi_j) &= \frac{\sin(\varphi_j)}{\cos(\varphi_j)} = \sqrt{3}.\frac{L_{2,j} - L_{1,j}}{L_{1,j} + L_{2,j} - 2.L_{3,j}} \end{aligned}$$

D'où :

$$\varphi_j = \arctan\left(\sqrt{3}.\frac{L_{2,j} - L_{1,j}}{L_{1,j} + L_{2,j} - 2.L_{3,j}}\right) \quad (13)$$

Expression de R_j en fonction des longueurs des câbles $L_{k,j}$

$s_j = \alpha_j.R_j$, d'où avec (10) :

$$\begin{aligned} s_j &= \frac{\left(\sum_{k=1}^3 s_{k,j}\right)}{3} = \frac{s_{k,j}}{Rp_{k,j}}.R_j \quad \text{avec : } \alpha = \frac{s_{k,j}}{Rp_{k,j}} \\ \Rightarrow Rp_{k,j}.\left(\sum_{k=1}^3 s_{k,j}\right) &= 3.R_j.s_{k,j} \end{aligned}$$

D'où avec (2) :

$$\begin{aligned} (R_j - r.\cos(\gamma_{k,j} - \varphi_j))\left(\sum_{k=1}^3 s_{k,j}\right) &= 3.R_j.s_{k,j} \\ R_j.\left(\left(\sum_{k=1}^3 s_{k,j}\right) - 3.s_{k,j}\right) &= \left(\sum_{k=1}^3 s_{k,j}\right).r.\cos(\gamma_{k,j} - \varphi_j) \end{aligned}$$

Et donc :

$$R_j = \frac{\sum_{k=1}^3 s_{k,j}}{\left(\sum_{k=1}^3 s_{k,j}\right) - 3.s_{k,j}} .r.\cos(\gamma_{k,j} - \varphi_j) \quad (14)$$

Et en utilisant (9) :

$$\sum_{k=1}^3 s_{k,j} = \sum_{k=1}^3 \left(\frac{\alpha_j \cdot L_{k,j}}{2.\sin\left(\frac{\alpha_j}{2}\right)} \right) = \frac{\alpha_j}{2.\sin\left(\frac{\alpha_j}{2}\right)} \cdot \sum_{k=1}^3 L_{k,j}$$

D'où avec (9) et (14) :

$$R_j = \frac{\frac{\alpha_j}{2.\sin\left(\frac{\alpha_j}{2}\right)} \cdot \left(\sum_{k=1}^3 L_{k,j}\right)}{\left(\frac{\alpha_j}{2.\sin\left(\frac{\alpha_j}{2}\right)} \cdot \left(\sum_{k=1}^3 L_{k,j}\right) - 3 \cdot \frac{\alpha_j}{2.\sin\left(\frac{\alpha_j}{2}\right)} \cdot L_{k,j} \right)} .r.\cos(\gamma_{k,j} - \varphi_j)$$

D'où finalement :

$$R_j = \frac{\sum_{k=1}^3 L_{k,j}}{\sum_{k=1}^3 L_{k,j} - 3.L_{k,j}} .r.\cos(\gamma_{k,j} - \varphi_j) \quad (15)$$

Ensuite avec (8) :

$$R_j = \frac{3.L_j}{3L_j - 3.L_{k,j}} .r.\cos(\gamma_{k,j} - \varphi_j)$$

Ce qui donne :

$$R_j = \frac{L_j}{L_j - L_{k,j}} .r.\cos(\gamma_{k,j} - \varphi_j) \quad (16)$$

Pour k=3, et en utilisant avec (15) :

$$\gamma_{k,j} = \gamma_{3,j} = 2\pi \text{ et } R_j = \left(\frac{\sum_{k=1}^3 L_{k,j}}{\sum_{k=1}^3 L_{k,j} - 3.L_{3,j}} \right) .r.\cos(2\pi - \varphi_j) = \left(\frac{\sum_{k=1}^3 L_{k,j}}{\sum_{k=1}^3 L_{k,j} - 3.L_{3,j}} \right) .r.\cos(\varphi_j)$$

D'où :

$$R_j = \left(\frac{\sum_{k=1}^3 L_{k,j}}{\sum_{k=1}^3 L_{k,j} - 3.L_{3,j}} \right) .r.\cos\left(\arctan\left(\sqrt{3} \cdot \frac{L_{2,j} - L_{1,j}}{L_{1,j} + L_{2,j} - 2.L_{3,j}} \right) \right) \quad (17)$$

$$\text{Et } \forall (x, y) \neq (0, 0), \cos\left(\arctan\left(\frac{x}{y}\right)\right) = \frac{y}{\sqrt{x^2 + y^2}}$$

D'où :

$$\begin{aligned} R_j &= r \cdot \left(\frac{\sum_{k=1}^3 L_{k,j}}{\sum_{k=1}^3 L_{k,j} - 3.L_{3,j}} \right) \cdot \left(\frac{L_{1,j} + L_{2,j} - 2.L_{3,j}}{\sqrt{3.(L_{2,j} - L_{1,j})^2 + (L_{1,j} + L_{2,j} - 2.L_{3,j})^2}} \right) \\ \Rightarrow R_j &= r \cdot \left(\frac{\sum_{k=1}^3 L_{k,j}}{\sum_{k=1}^3 L_{k,j} - 3.L_{3,j}} \right) \cdot \left(\frac{\sum_{k=1}^3 L_{k,j} - 3.L_{3,j}}{\sqrt{3.L_{2,j}^2 - 6.L_{1,j}.L_{2,j} + 3.L_{1,j}^2 + L_{1,j}^2 + L_{1,j}.L_{2,j} - 2.L_{1,j}.L_{3,j} + L_{1,j}.L_{2,j} + L_{2,j}^2 - 2.L_{2,j}.L_{3,j} + 4.L_{3,j}^2 - 2.L_{1,j}.L_{3,j} - 2.L_{2,j}.L_{3,j}}} \right) \\ \Rightarrow R_j &= r \cdot \left(\frac{\sum_{k=1}^3 L_{k,j}}{\sqrt{4.L_{2,j}^2 + 4.L_{1,j}^2 + 4.L_{3,j}^2 - 4.L_{1,j}.L_{2,j} - 4.L_{1,j}.L_{3,j} - 4.L_{2,j}.L_{3,j}}} \right) \\ \Rightarrow R_j &= \frac{r}{2} \cdot \left(\frac{\sum_{k=1}^3 L_{k,j}}{\sqrt{L_{2,j}^2 + L_{1,j}^2 + L_{3,j}^2 - L_{1,j}.L_{2,j} - L_{1,j}.L_{3,j} - L_{2,j}.L_{3,j}}} \right) \end{aligned}$$

$$\text{En notant : } \xi_{1,j} = L_{2,j}^2 + L_{1,j}^2 + L_{3,j}^2 - L_{1,j}.L_{2,j} - L_{1,j}.L_{3,j} - L_{2,j}.L_{3,j}$$

Il résulte :

$$R_j = \frac{r}{2} \cdot \left(\frac{\sum_{k=1}^3 L_{k,j}}{\sqrt{\xi_{1,j}}} \right) \quad (18)$$

Expression de α en fonction des longueurs des câbles L_i

Dans le triangle isocèle $O_{0,j}O_{1,j}O_{r,j}$ et en utilisant (8) :

$$\tan\left(\frac{\alpha_j}{2}\right) = \frac{\frac{L_j}{2}}{\sqrt{R_j^2 - \left(\frac{L_j}{2}\right)^2}} = \frac{\frac{\sum_{k=1}^3 L_{k,j}}{6}}{\sqrt{R_j^2 - \left(\frac{\sum_{k=1}^3 L_{k,j}}{6}\right)^2}} = \frac{\sum_{k=1}^3 L_{k,j}}{\sqrt{(6.R_j)^2 - \left(\sum_{k=1}^3 L_{k,j}\right)^2}}$$

D'où :

$$\alpha_j = 2 \cdot \arctan\left(\frac{\sum_{k=1}^3 L_{k,j}}{\sqrt{(6.R_j)^2 - \left(\sum_{k=1}^3 L_{k,j}\right)^2}} \right)$$

Et en remplaçant R_j par son expression en fonction des $L_{k,j}$:

$$\alpha_j = 2 \cdot \arctan \left(\frac{\sum_{k=1}^3 L_{k,j}}{\sqrt{\left(6 \cdot \frac{r}{2} \cdot \left(\frac{\sum_{k=1}^3 L_{k,j}}{\sqrt{\xi_{1,j}}} \right) \right)^2 - \left(\sum_{k=1}^3 L_{k,j} \right)^2}} \right) = 2 \cdot \arctan \left(\frac{\sum_{k=1}^3 L_{k,j}}{\sqrt{\frac{9 \cdot r^2}{\xi_{1,j}} \cdot \left(\sum_{k=1}^3 L_{k,j} \right)^2 - \left(\sum_{k=1}^3 L_{k,j} \right)^2}} \right)$$

D'où :

$$\alpha_j = 2 \cdot \arctan \left(\frac{1}{\sqrt{\frac{9 \cdot r^2}{\xi_{1,j}} - 1}} \right) \quad (19)$$

Autre calcul de α :

$$\cos\left(\frac{\alpha_j}{2}\right) = \frac{\sqrt{R_j^2 - \left(\frac{L_j}{2}\right)^2}}{R_j} = \frac{\sqrt{\frac{r}{2} \cdot \left(\frac{\sum_{k=1}^3 L_{k,j}}{\sqrt{\xi_{1,j}}} \right)^2 - \left(\frac{\sum_{k=1}^3 L_{k,j}}{6} \right)^2}}{\frac{r}{2} \cdot \left(\frac{\sum_{k=1}^3 L_{k,j}}{\sqrt{\xi_{1,j}}} \right)} = \frac{\sqrt{\frac{1}{2} \cdot \left(\frac{1}{\sqrt{\xi_{1,j}}} \right)^2 - \left(\frac{1}{6 \cdot r} \right)^2}}{\frac{1}{2} \cdot \left(\frac{1}{\sqrt{\xi_{1,j}}} \right)} = \sqrt{1 - \frac{\xi_{1,j}}{9 \cdot r^2}}$$

D'où :

$$\alpha_j = 2 \cdot \arccos \left(\sqrt{1 - \frac{\xi_{1,j}}{9 \cdot r^2}} \right) \quad \text{avec } \alpha \text{ variant de } 0 \text{ à } \pi$$

Expression de s_j en fonction des longueurs des câbles $L_{k,j}$

Avec (9) et (10) :

$$s_j = \frac{1}{3} \left(\sum_{k=1}^3 s_{k,j} \right) = \frac{1}{3} \cdot \left(\sum_{k=1}^3 L_{k,j} \right) \cdot \frac{\alpha_j}{2 \cdot \sin\left(\frac{\alpha_j}{2}\right)} = \frac{1}{3} \cdot \left(\sum_{k=1}^3 L_{k,j} \right) \cdot \arctan \left(\frac{1}{\sqrt{\frac{9 \cdot r^2}{\xi_{1,j}} - 1}} \right) \cdot \left(\sin \left(\arctan \left(\frac{1}{\sqrt{\frac{9 \cdot r^2}{\xi_{1,j}} - 1}} \right) \right) \right)^{-1}$$

Et :

$$\sin(\arctan(x)) = \frac{x}{\sqrt{1+x^2}}$$

Donc :

$$\sin \left(\arctan \left(\frac{1}{\sqrt{\frac{9.r^2}{\xi_{1,j}} - 1}} \right) \right) = \frac{\frac{1}{\sqrt{\frac{9.r^2}{\xi_{1,j}} - 1}}}{\sqrt{1 + \left(\frac{1}{\sqrt{\frac{9.r^2}{\xi_{1,j}} - 1}} \right)^2}} = \frac{1}{\sqrt{1 + \left(\frac{9.r^2}{\xi_{1,j}} - 1 \right)}} = \frac{1}{\sqrt{\frac{9.r^2}{\xi_{1,j}}}} = \frac{\sqrt{\xi_{1,j}}}{3.r}$$

D'où :

$$s_j = \frac{1}{3} \cdot \left(\sum_{k=1}^3 L_{k,j} \right) \cdot \left(\frac{3.r}{\sqrt{\xi_{1,j}}} \right) \cdot \arctan \left(\frac{1}{\sqrt{\frac{9.r^2}{\xi_{1,j}} - 1}} \right)$$

Et :

$$\arctan(x) + \arctan\left(\frac{1}{x}\right) = \text{signe}(x) \cdot \frac{\pi}{2}$$

Donc :

$$s_j = \frac{r \cdot \left(\sum_{k=1}^3 L_{k,j} \right)}{\sqrt{\xi_{1,j}}} \cdot \left(\frac{\pi}{2} - \arctan \left(\sqrt{\frac{9.r^2}{\xi_{1,j}} - 1} \right) \right) \quad \text{ou} \quad s_j = R_j \cdot \alpha_j = \frac{r \cdot \left(\sum_{k=1}^3 L_{k,j} \right)}{\sqrt{\xi_{1,j}}} \cdot \left(\arccos \left(\sqrt{1 - \frac{\xi_{1,j}}{9.r^2}} \right) \right) \quad (20)$$

(20) peut être vérifié à partir de (18) et (19) :

$$\begin{aligned} s_j = R_j \cdot \alpha_j &= \frac{r}{2} \cdot \left(\frac{\sum_{k=1}^3 L_{k,j}}{\sqrt{\xi_{1,j}}} \right) \cdot 2 \cdot \arctan \left(\frac{1}{\sqrt{\frac{9.r^2}{\xi_{1,j}} - 1}} \right) = \frac{r \cdot \left(\sum_{k=1}^3 L_{k,j} \right)}{\sqrt{\xi_{1,j}}} \cdot \arctan \left(\frac{1}{\sqrt{\frac{9.r^2}{\xi_{1,j}} - 1}} \right) \\ \Rightarrow s_j &= \frac{r \cdot \left(\sum_{k=1}^3 L_{k,j} \right)}{\sqrt{\xi_{1,j}}} \cdot \left(\frac{\pi}{2} - \arctan \left(\sqrt{\frac{9.r^2}{\xi_{1,j}} - 1} \right) \right) \end{aligned}$$

Expression finale de la transformation f_1

A partir de (13) (18) (19) et (20) :

f_1 dans le sens direct s'écrit :

$$\left\{ \begin{array}{l} \varphi_j = \arctan \left(\sqrt{3} \cdot \frac{L_{2,j} - L_{1,j}}{L_{1,j} + L_{2,j} - 2L_{3,j}} \right) \\ R_j = \frac{r_j}{2} \cdot \left(\frac{\sum_{k=1}^3 L_{k,j}}{\sqrt{\xi_{1,j}}} \right) \\ \alpha_j = 2 \cdot \arccos \left(\sqrt{1 - \frac{\xi_{1,j}}{9r_j^2}} \right) \\ s_j = r_j \cdot \arccos \left(\sqrt{1 - \frac{\xi_{1,j}}{9r_j^2}} \right) \cdot \left(\frac{\sum_{k=1}^3 L_{k,j}}{\sqrt{\xi_{1,j}}} \right) \end{array} \right.$$

A partir de (3) :

f_1 dans le sens inverse s'écrit :

$$\left\{ \begin{array}{l} L_{1,j} = 2 \cdot \sin \left(\frac{\alpha_j}{2} \right) (R_j - r \cdot \cos(\gamma_{A,j} - \varphi_j)) \\ L_{2,j} = 2 \cdot \sin \left(\frac{\alpha_j}{2} \right) (R_j - r \cdot \cos(\gamma_{B,j} - \varphi_j)) \\ L_{3,j} = 2 \cdot \sin \left(\frac{\alpha_j}{2} \right) (R_j - r \cdot \cos(\gamma_{B,j} - \varphi_j)) \end{array} \right.$$

Annexe 2 : Construction et calcul de la taille de la « Matrice Stratégie »

Algorithme de construction de la matrice stratégie

L'algorithme de construction de la « Matrice Stratégie » est présenté dans la Fig. A-2, pour le cas d'un système avec N modules.

Remarque : le nombre de « Blocs » de la « Matrice Stratégie » est égal au nombre de modules du système (aussi égal au nombre d'arcs de la trajectoire).

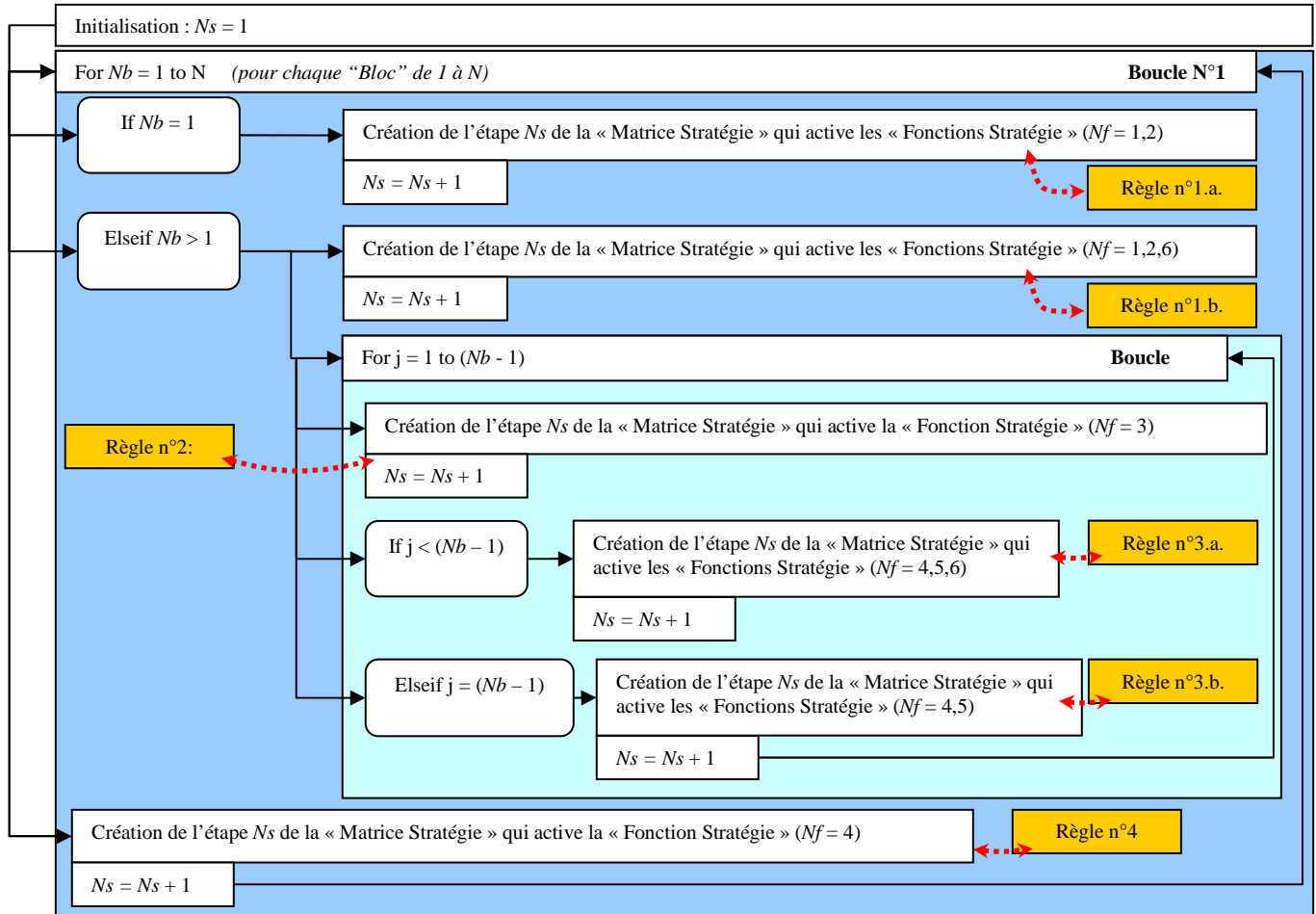


Fig. A-2 : Algorithme de construction de la « Matrice Stratégie »

La construction de cet algorithme respecte un certain nombre de règles décrites ci-dessous :

Dans la **boucle N°1** (concernant tous les blocs) :

Règle n°1. :

Chaque bloc N_b comprend une première étape qui active les « Fonctions Stratégie » $N_f = 1$ et $N_f = 2$ (insertion d'un module M_j sur le premier arc A_1).

n°1.a. : Pour le bloc $N_b = 1$, qui correspond à l'insertion du module distal M_N sur le premier arc A_1 il n'y a aucun module en tête de ce module distal M_N , donc il n'y a activation que des « Fonctions Stratégie » $N_f = 1$ et $N_f = 2$.

n°1.b. : Pour les autres blocs $2 \leq N_b \leq N$, il y a toujours un ou des module(s) $\{M_i\}_{(i>j)}$ en tête du module M_j qui entre sur le premier arc A_1 , donc la première étape de ces blocs doit activer la « Fonction Stratégie » $N_f = 6$ en plus des autres deux « Fonctions Stratégie » $N_f = 1$ et $N_f = 2$. Cette « Fonction Stratégie » $N_f = 6$ fait rétracter le module M_{j+1} .

Dans la **boucle N°2** (concernant seulement les blocs $2 \leq N_b \leq N$) :

La construction des étapes (ou lignes) supplémentaires de la « Matrice Stratégie » se fait en utilisant de manière cyclique la Règles n°2 suivie par la Règle n°3.a. ou la Règle n°3.b. (la Règle n°3.b. n'est utilisée qu'à la dernière itération de la boucle N°2).

Règle n°2. : Une itération de la boucle N°2 comprend toujours une étape qui active la « Fonction Stratégie » $N_f = 3$ pour déployer un module $M_{j(j < N)}$ le long d'un arc A_i , le module M_{j+1} en tête doit être rétracté en même temps.

Règle n°3. :

L'étape créée précédemment (qui active la « Fonction Stratégie » $N_f = 3$) est toujours suivie par une étape qui active les « Fonctions Stratégie » $N_f = 4$ et $N_f = 5$ pour déployer complètement un module M_j sur un arc A_i et pousser le module M_{j+1} sur l'arc A_{i+1} qui suit.

Mais :

n°3.a. : Si ce n'est pas la dernière itération de la boucle N°2 : l'étape créée doit aussi activer la « Fonction Stratégie » $N_f = 6$, en plus de $N_f = 4$ et $N_f = 5$ (devant le module M_j , il y a un module M_{j+1} qui doit être rétracté, en utilisant la « Fonction Stratégie » $N_f = 6$, avant de le faire passer sur l'arc A_{i+1}).

n°3.b. : Si c'est la dernière itération de la boucle N°2 : l'étape créée active seulement les « Fonctions Stratégie » $N_f = 4$ et $N_f = 5$ (il n'y a pas de module devant le module distal M_N).

Finalement, en revenant dans la **boucle N°1**, après la fin de la **boucle N°2** :

Règle n°4. : Chaque bloc finit toujours par une étape qui active la « Fonction Stratégie » $N_f = 4$ pour déployer complètement le module distal M_N .

Calcul de la taille de la « Matrice Stratégie »

La Fig. A-3 résume le calcul du nombre de lignes relatives à l'activation de chaque « Fonction Stratégie » et le calcul final du nombre total de lignes de la « Matrice Stratégie » dans le cas d'un système à N modules.

Règle N°	Nombre de lignes de la « Matrice Stratégie »						Nombre total de lignes correspondant à chaque règle
	F.1	F.2	F.3	F.4	F.5	F.6	
1.a.	1	1	-	-	-	-	1
1.b.	N-1	N-1	-	-	-	N-1	N-1
2	-	-	$\sum_{i=1}^{N-1} i$	-	-	-	$\sum_{i=1}^{N-1} i$
3.a.	-	-	-	$\sum_{i=1}^{N-2} i$	$\sum_{i=1}^{N-2} i$	$\sum_{i=1}^{N-2} i$	$\sum_{i=1}^{N-2} i$
3.b.	-	-	-	N-1	N-1	-	N-1
4	-	-	-	N	-	-	N
Nombre Total de lignes	N	N	$\sum_{i=1}^{N-1} i$	$\sum_{i=1}^N i$	$\sum_{i=1}^{N-1} i$	$\sum_{i=1}^{N-1} i$	<p>Pour la « Matrice Stratégie »</p> $1 + N - 1 + \sum_{i=1}^{N-1} i + \sum_{i=1}^{N-2} i + N - 1 + N =$ $2 \times N + 2 \times \sum_{i=1}^{N-1} i = 2 \times \sum_{i=1}^N i = 2 \times \frac{N(N+1)}{2} =$
	N	N	$\frac{N(N-1)}{2}$	$\frac{N(N+1)}{2}$	$\frac{N(N-1)}{2}$	$\frac{N(N-1)}{2}$	$N \times (N+1)$

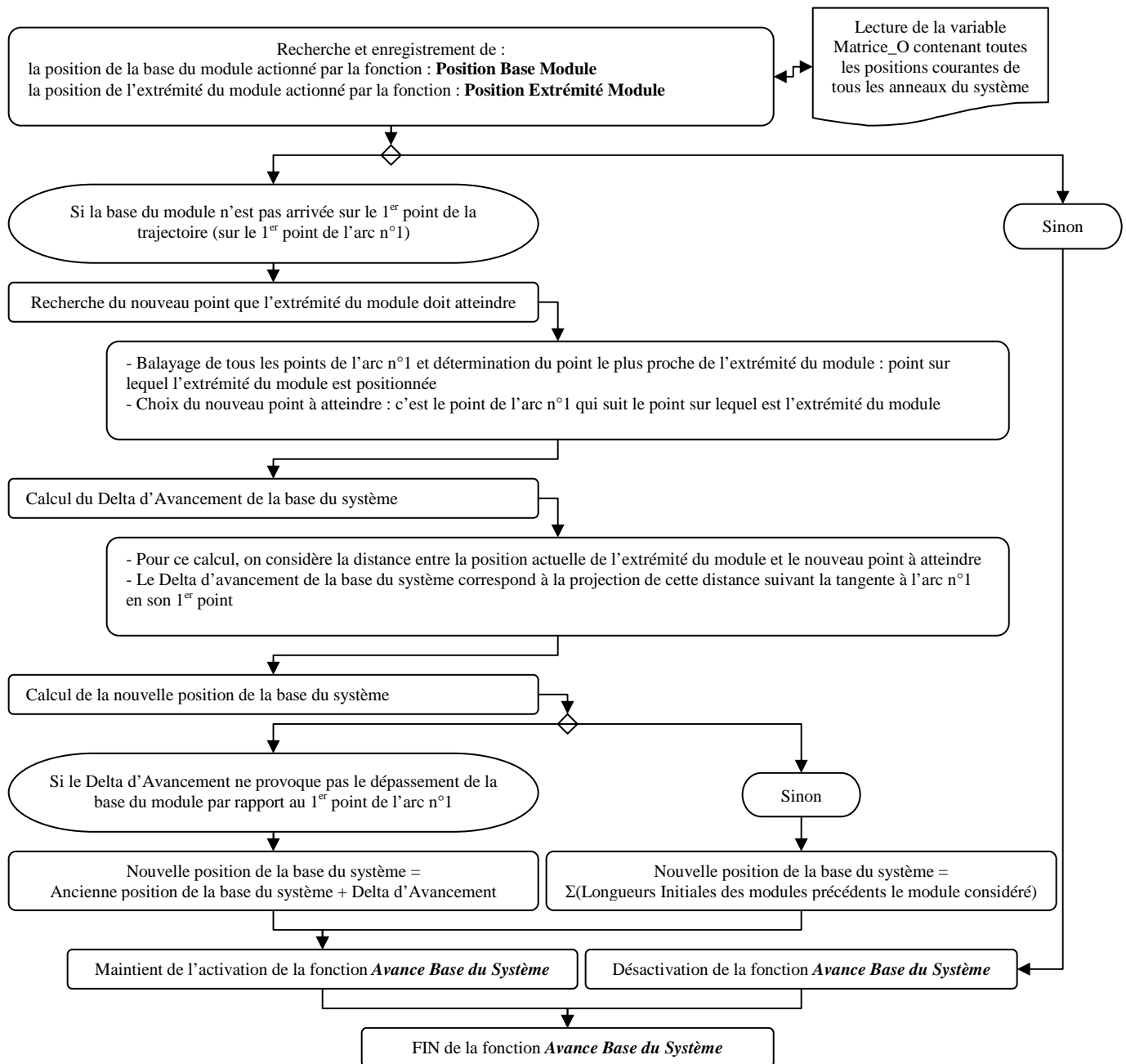
Fig. A-3 : Calcul du nombre total de lignes de la « Matrice Stratégie »

Dans le cas d'un système à N modules, le nombre d'étapes de la stratégie de déploiement (nombre de lignes de la « Matrice Stratégie » est de : $N \times (N+1)$).

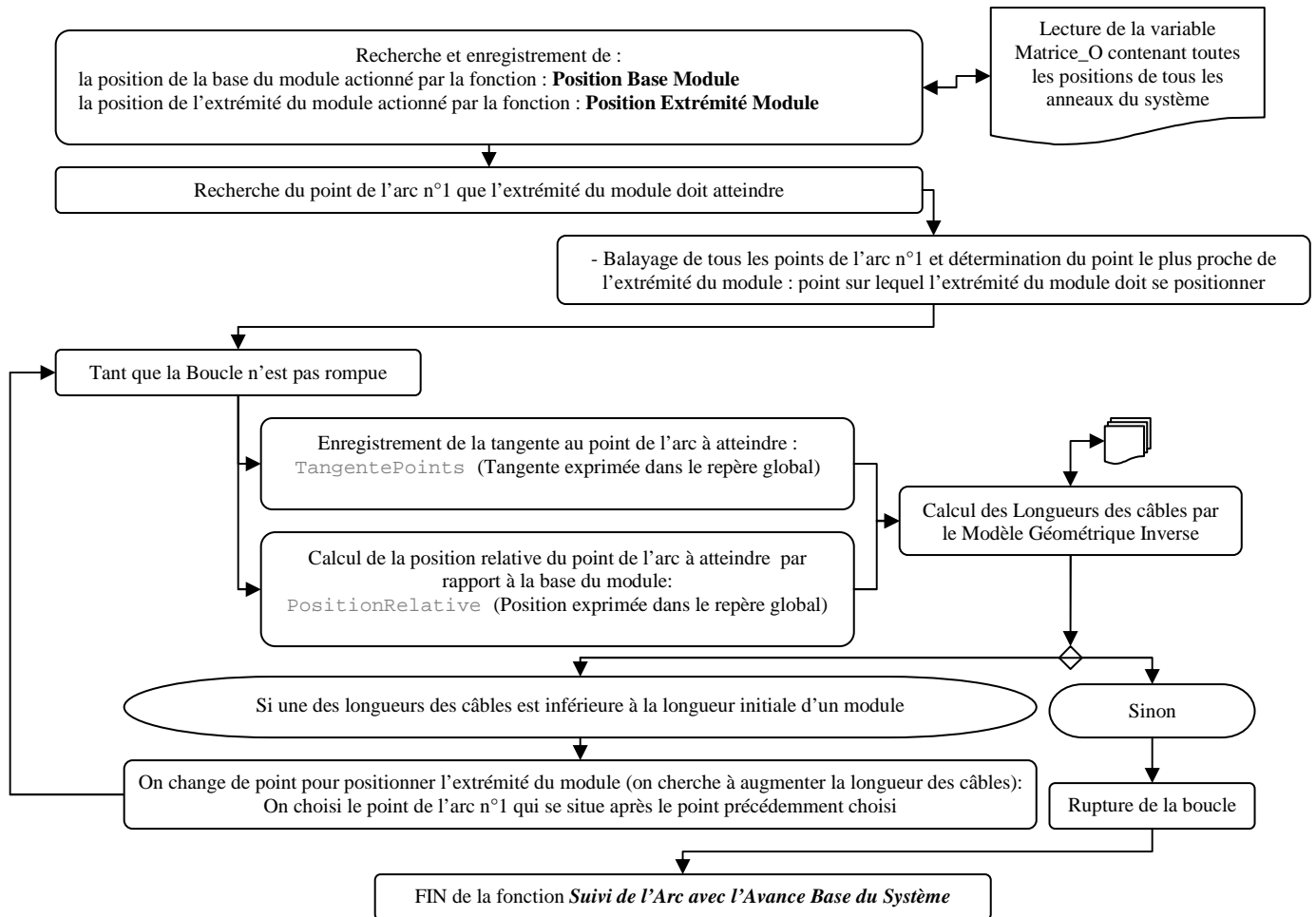
Annexe 3 : Algorithmes de chaque « Fonction Stratégie » et du calcul du modèle géométrique inverse

Cette annexe présente les différents sous-algorithmes de chaque « Fonction Stratégie » qui sont exécutés lors du déroulement de l'algorithme global de déploiement présenté dans la Fig. 3-20. Le sous-algorithme de calcul des longueurs des câbles par le modèle géométrique inverse est aussi détaillé.

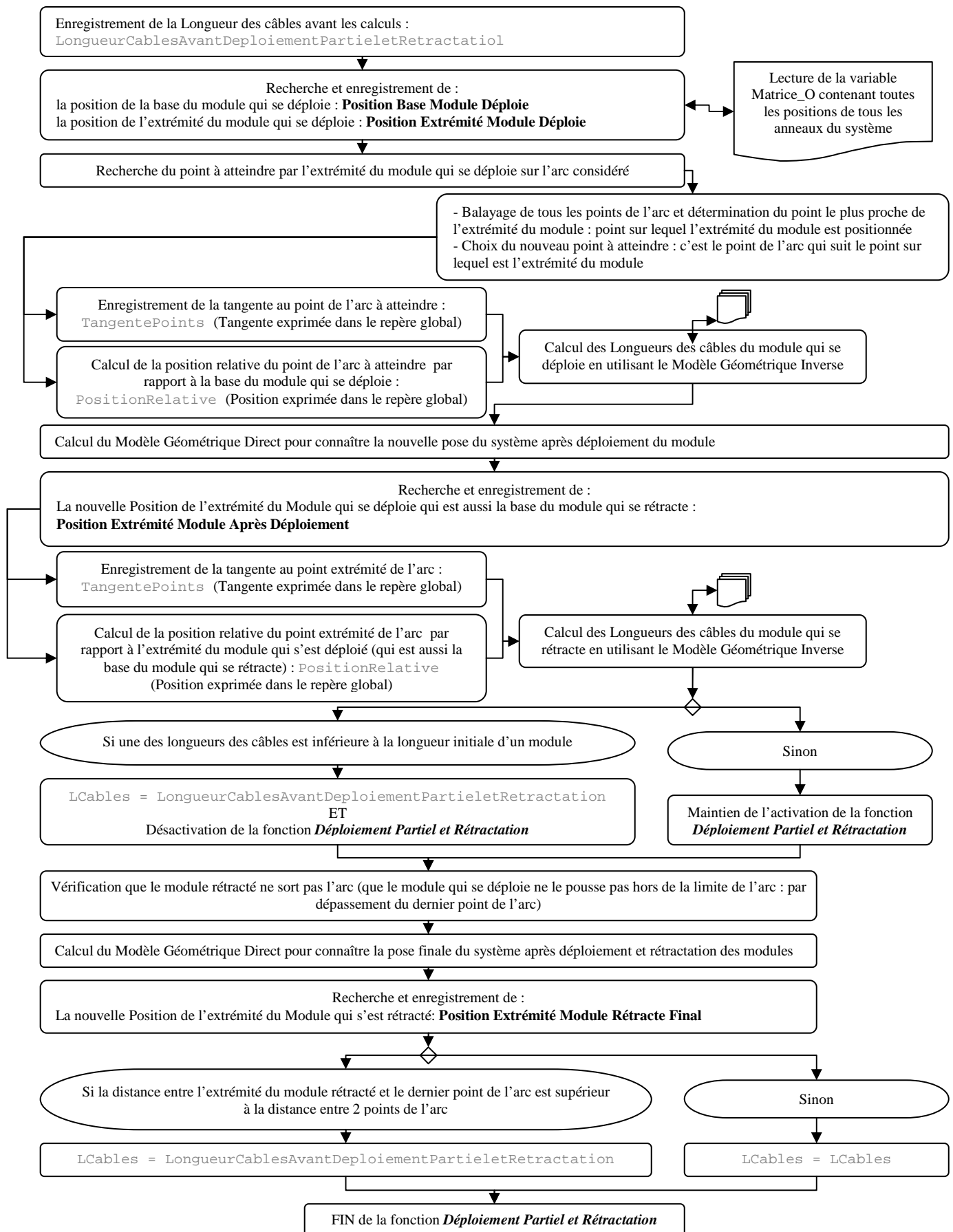
Fonction Stratégique : « Avancer la base du système »



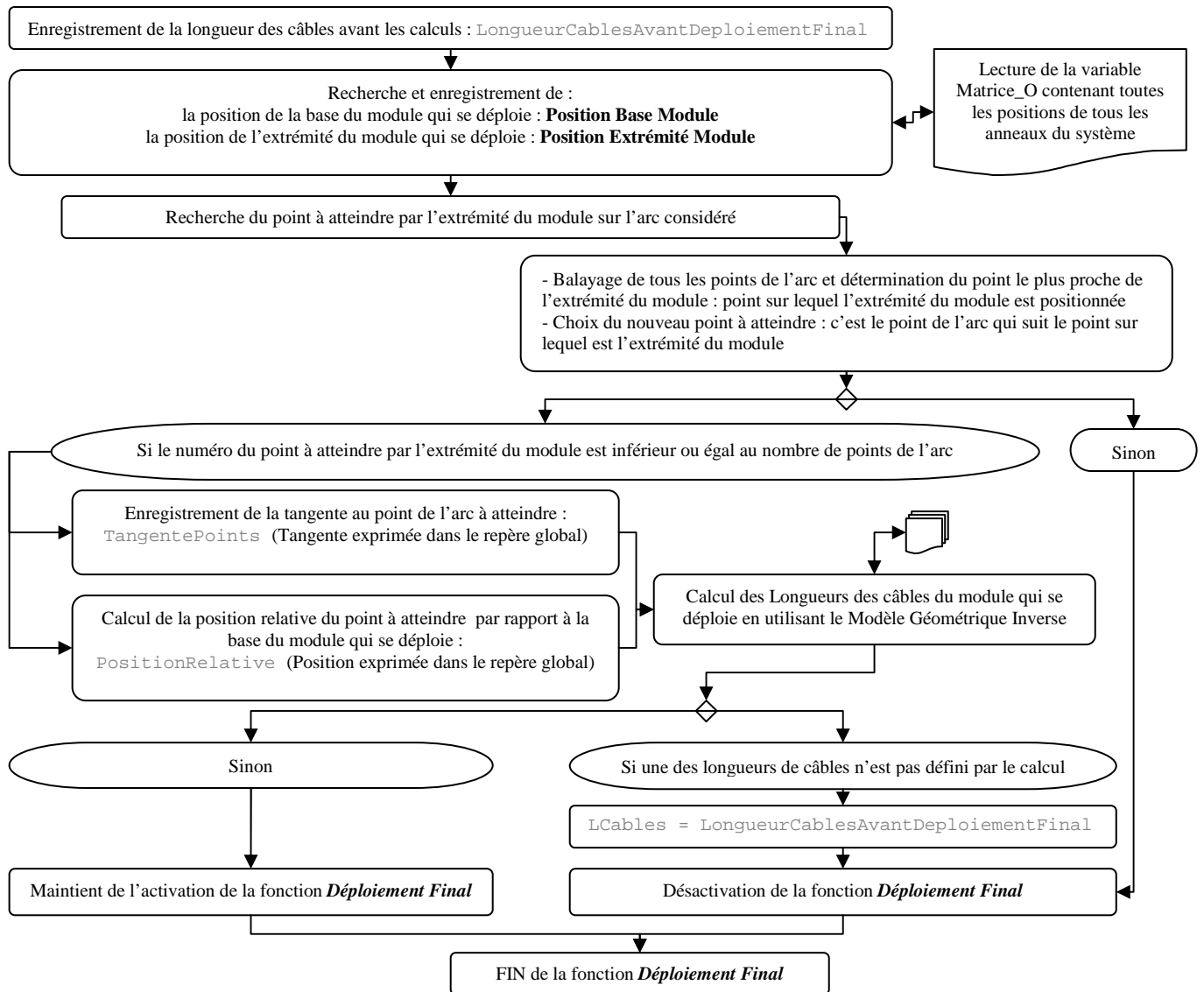
Fonction Stratégique : « Courber un module pendant l'avance de la base du système »



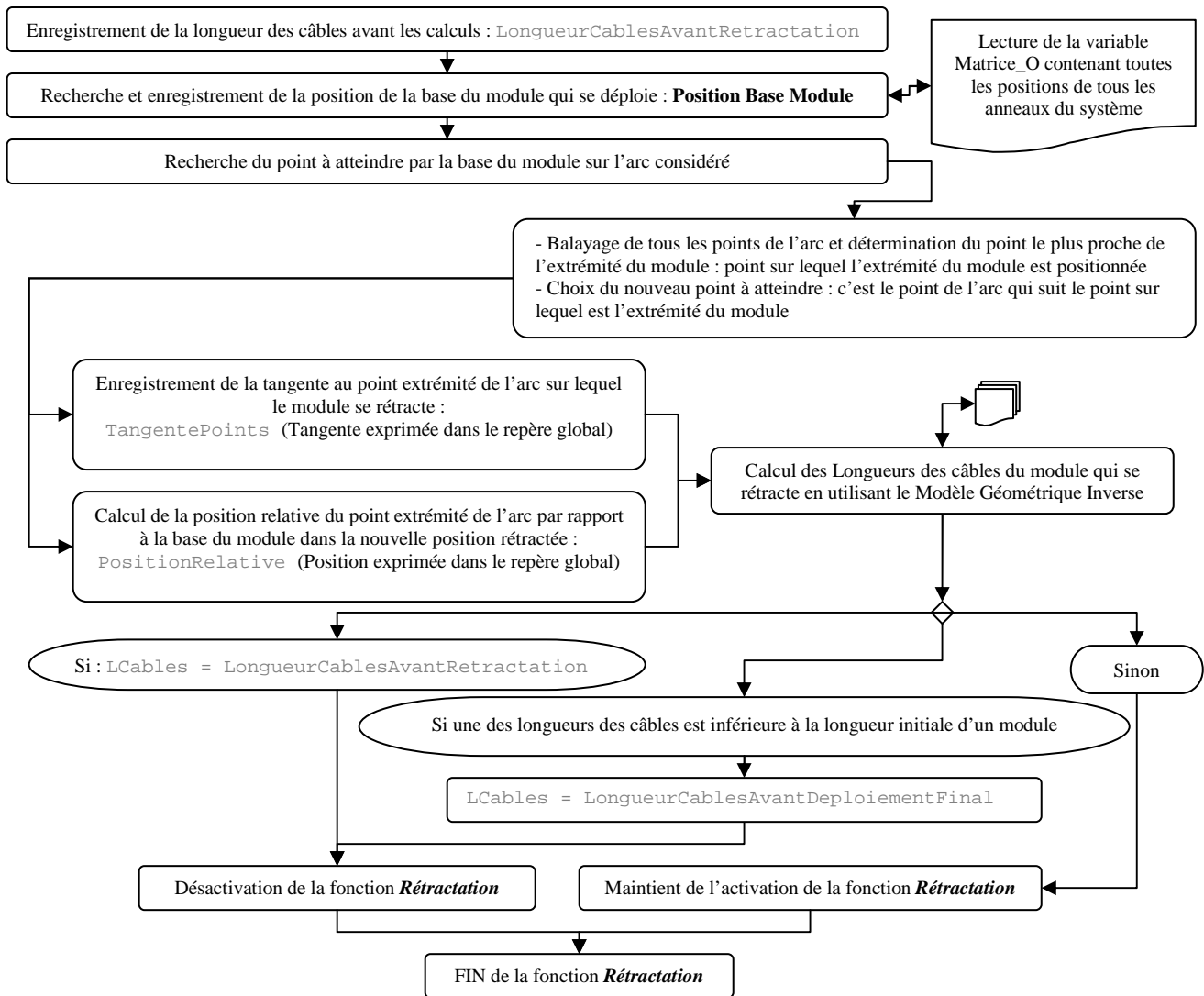
Fonction Stratégique : « Déploiement partiel et rétractation »



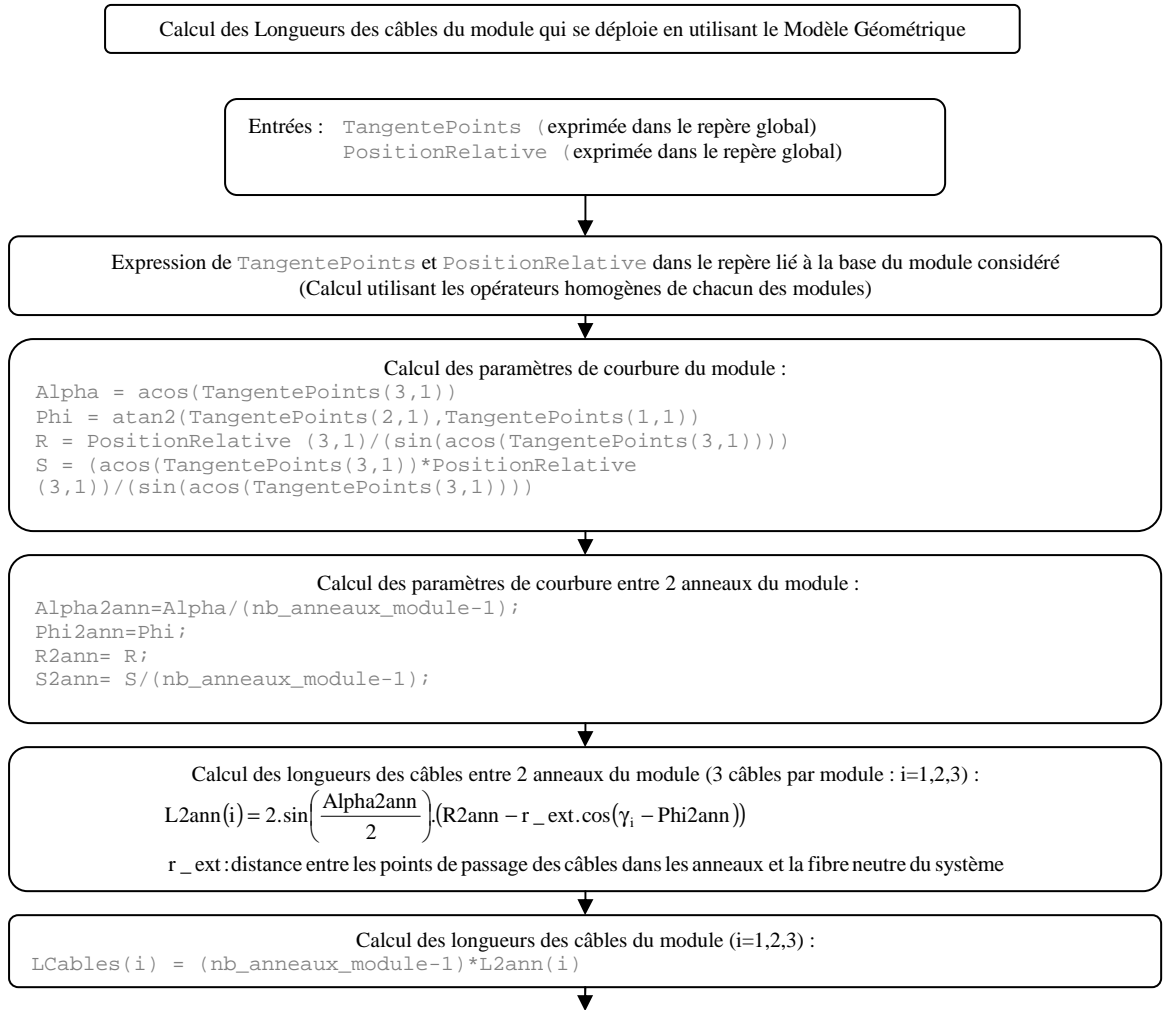
Fonction Stratégique : « Déploiement complet »



Fonction Stratégique : « Rétractation »



Algorithme de calcul du modèle géométrique inverse



Annexe 4 : Plans d'expérience supplémentaires sur le suivi de trajectoires composées d'un seul arc de cercle

Plan d'expérience complet N°1

Système

Nombre de modules : 1
 Nombre d'anneaux de chaque module : 3
 "LCR" de chaque module : 12mm
 Rayon du cercle délimitant les points de passage des câbles : 8,5 mm
 Rayon extérieur des anneaux : 10 mm
 Epaisseur des anneaux : 5 mm
 Rayon du ressort intérieur : 5 mm

Trajectoires

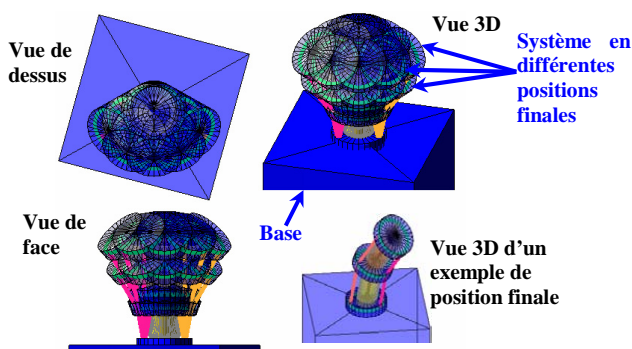
Nombre d'arcs : 1
 Distance entre 2 points de la trajectoire : 1 mm
 Longueur des arcs « S » : 35 - 45mm
 Angle d'inclinaison « α » : 0.001° - 45°
 Angle d'orientation du plan de courbure « φ » : 0° - 120°
 Nombre de valeurs par paramètre : 5 - 5 - 5

Valeurs prises par les paramètres :

S	α	φ
35.00	0.001	0.00
37.50	11.25	30.00
40.00	22.50	60.00
42.50	33.75	90.00
45.00	45.00	120.00

Fig. A-4 : Paramètres du plan d'expérience N°1

Représentations 3D de certaines positions finales obtenues lors des simulations du robot dans le plan d'expérience



Représentation 3D de l'ensemble des trajectoires suivies

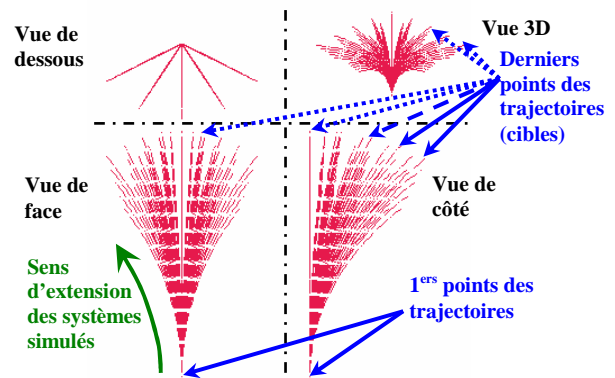


Fig. A-5 : Simulations du plan d'expérience N°1

Représentation de l'erreur géométrique en fonction des valeurs des 3 paramètres de courbure de l'arc de trajectoire

Résultats des simulations

~1s par simulation
 Nombre de simulations : 216
 Temps de simulation : ~5min
 Erreur géométrique max sur toutes les simulations : **0.54 mm**

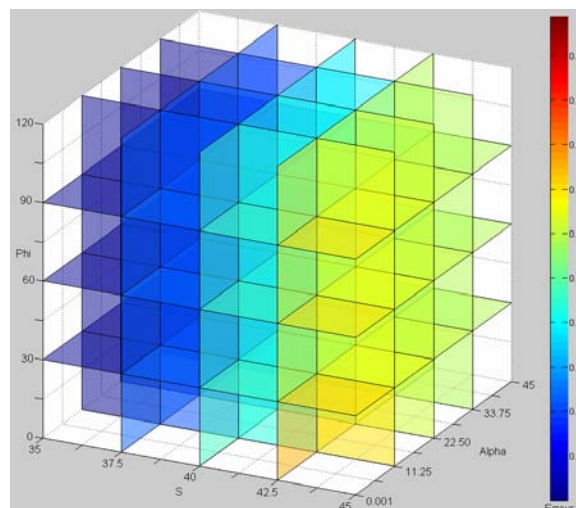


Fig. A-6 : Résultats du plan d'expérience N°1

À retenir

Le plan d'expérience N°1 (voir Fig. A-4, Fig. A-5 et Fig. A-6), faiblement discrétisé, permet néanmoins de mettre en évidence l'influence de « S » sur l'erreur géométrique : plus « S » augmente, plus l'erreur géométrique augmente.

Plan d'expérience complet N°2

Système

Nombre de modules : 1
 Nombre d'anneaux de chaque module : 3
 "LCR" de chaque module : 12mm
 Rayon du cercle délimitant les points de passage des câbles : 8,5 mm
 Rayon extérieur des anneaux : 10 mm
 Epaisseur des anneaux : 5 mm
 Rayon du ressort intérieur : 5 mm

Trajectoires

Nombre d'arcs : 1
 Distance entre 2 points de la trajectoire : 1 mm

Longueur des arcs « S » : 35 - 45mm
 Angle d'inclinaison « α » : 0.001° - 45°
 Angle d'orientation du plan de courbure « φ » : 0 - 120°

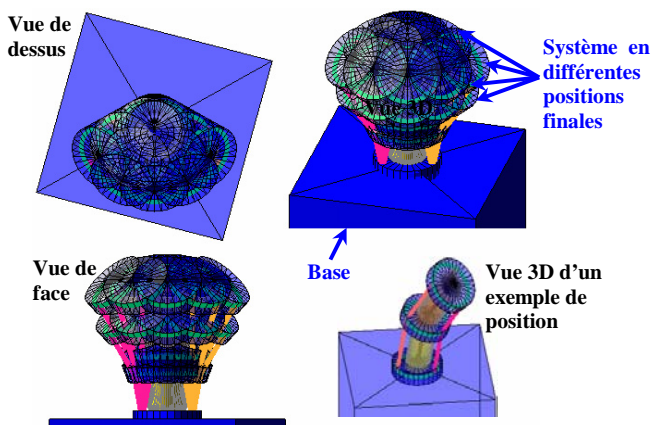
Nombre de valeurs par paramètre : 9 - 9 - 9

Valeurs prises par les paramètres :

S	α	φ
35.00	0.001	0.00
36.25	5.62	15.00
37.50	11.25	30.00
38.75	16.87	45.00
40.00	22.50	60.00
41.25	28.12	75.00
42.50	33.75	90.00
43.75	39.37	105.00
45.00	45.00	120.00

Fig. A-7 : Paramètres du plan d'expérience N°2

Représentations 3D de certaines positions finales obtenues lors des simulations du robot dans le plan d'expérience



Représentation 3D de l'ensemble des trajectoires suivies

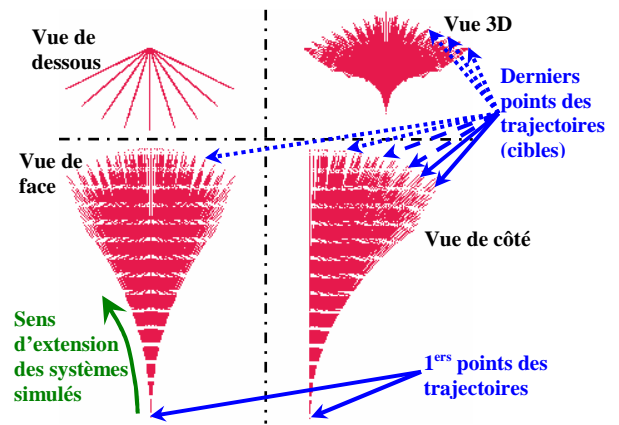


Fig. A-8 : Simulations du plan d'expérience N°2

Résultats des simulations

~1s par simulation
 Nombre de simulations : 729
 Temps de simulation : ~12 à 15min
 Erreur géométrique max sur toutes
 les simulations : **0.54 mm**

Représentation de l'erreur géométrique en fonction des valeurs des 3 paramètres de courbure de l'arc de trajectoire

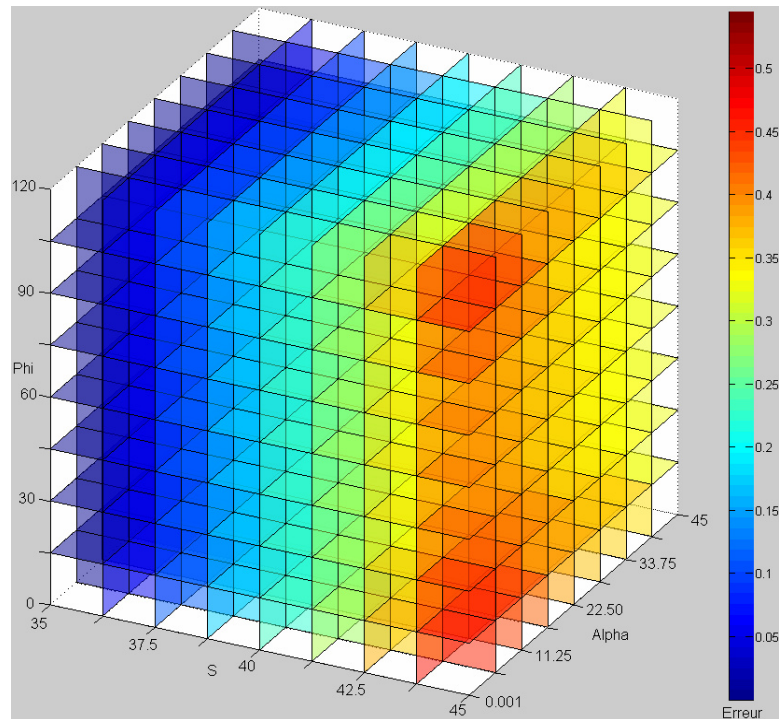


Fig. A-9 : Résultats du plan d'expérience N°2

À retenir

Le plan d'expérience N°2 (voir Fig. A-7, Fig. A-8 et Fig. A-9) est plus adapté. Outre l'influence de « S » confirmée, il permet de révéler deux pics d'erreur lorsque « φ » est proche de 0° et de 120°. Dans ces deux cas, l'un des trois câbles du module appartient au plan de courbure.

De plus, nous pouvons aussi remarquer l'influence de l'angle d'inclinaison « α » : l'erreur géométrique augmente lorsque l'angle d'inclinaison « α » diminue.

Annexe 5 : Explication détaillée de la conception CAO du démonstrateur à ressorts avec le logiciel « CATIA »

Structure du modèle CAO en assemblages, sous assemblages et pièces, pour 4 modules

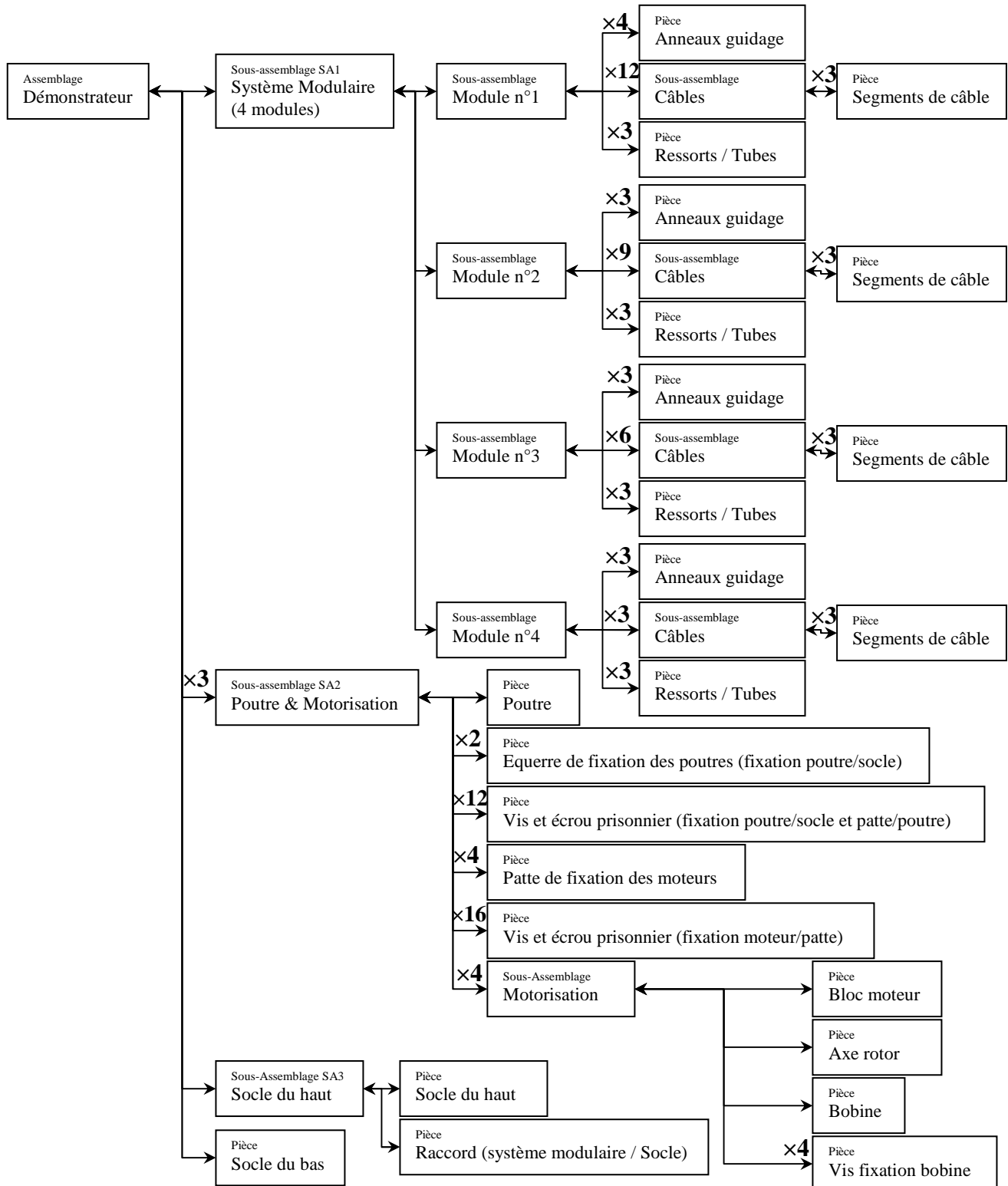


Fig. A-10 : Arbre de la structure de l'assemblage réalisé sous « CATIA »

L'arbre organisant l'ensemble de la structure de l'assemblage est présenté dans la Fig. A-10. L'actionnement étant déporté, nous avons prévu un bâti qui permet, dans sa partie inférieure, de contenir les moteurs, et sur sa partie supérieure, de disposer le système modulaire de déploiement. Ce bâti est composé de deux socles (en haut et en bas) et de trois poutres intermédiaires.

L'assemblage global du démonstrateur se décompose en six sous-assemblages : le « système modulaire » (composé du système de déploiement et de ses modules), les trois sous-assemblages « poutre et motorisation », le « socle du haut » et le « socle du bas ».

Le montage des moteurs étant identique sur les trois poutres, le même sous-assemblage « poutre et motorisation » est répété trois fois (répétition circulaire de la disposition tous les 120° autour de l'axe vertical de symétrie du bâti, voir illustrations et explications dans les paragraphes suivants).

Sous-assemblage SA1 « système modulaire »

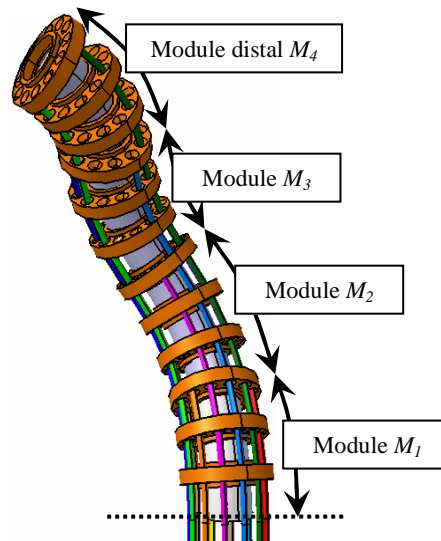


Fig. A-11 : Sous-assemblage SA1 « système modulaire »

En raison de certaines contraintes annexes au projet proprement dit (principalement de financement), seuls les moteurs de deux modules (six moteurs au total) ont pu être commandés pour pouvoir réaliser les premiers tests du démonstrateur réel.

Dans l'optique future d'ajouter d'autres modules, la conception du démonstrateur a cependant été réalisée pour quatre modules. En effet, pour respecter la symétrie de la répartition des câbles autour du système de déploiement et pour qu'elle soit à la fois adaptable au cas à deux modules et à d'autres cas avec plus de modules, le nombre imposé de modules (supérieur à deux) doit être pair. De plus, pour des raisons de faisabilité et de fabrication, le nombre de trous percés sur les anneaux de guidage des câbles doit être inférieur ou égal à quinze (il faut un espace suffisant entre chaque tour tout autour de l'anneau).

Pour toutes ces raisons, nous avons donc choisi de réaliser la conception d'un robot ayant quatre modules, chacun correspondant à un sous assemblage du système modulaire (voir Fig. A-11). Même si le système ne comporte pas cinq modules comme énoncé dans le chapitre 2, il permet tout de même de pouvoir réaliser quatre changements d'orientation (ou coudes) lors du déploiement, ce qui répond tout à fait au cahier des charges de l'application de neurochirurgie.

Sous-assemblages « modules »

Chaque module est composé d'« anneaux de guidage », de « ressorts/tubes » et de sous assemblages « câbles » (voir Fig. A-12).

Les ressorts étant cylindriques et à spirales, ils sont représentés par des formes tubulaires dont les dimensions sont paramétrées en fonction des paramètres de courbure de chaque module.

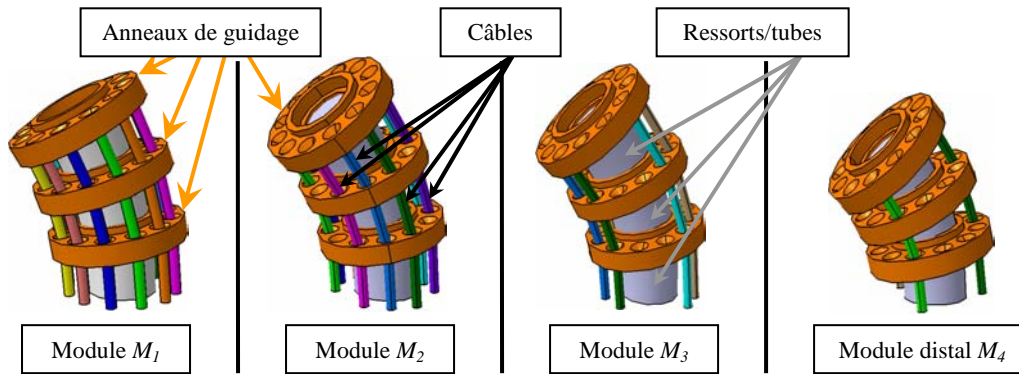


Fig. A-12 : Sous-assemblages des « modules »

Pièces « anneaux de guidage » des câbles

Les « anneaux de guidage » des câbles sont disposés entre chaque segment de ressort. Ces anneaux disposent d'un logement central avec un épaulement pour maintenir en position les ressorts lors de la courbure du module (voir Fig. A-13). Ils ont un diamètre extérieur de **20 mm**, ce qui correspond au cahier des charges imposé par l'application de neurochirurgie (voir chapitre 1).

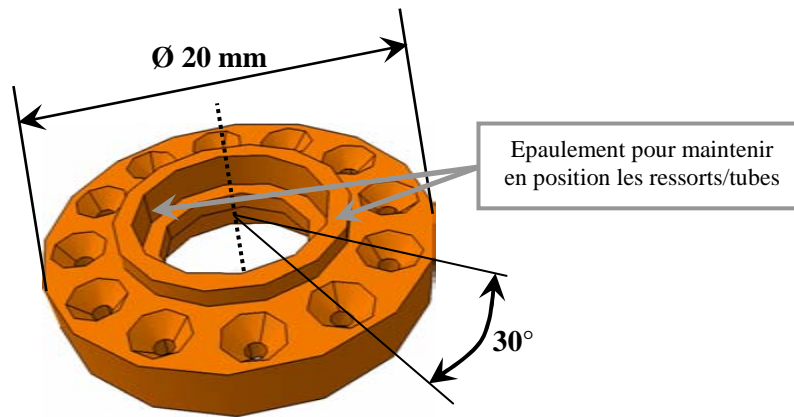


Fig. A-13 : Pièce « Anneau de guidage » des câbles

Nous avons percé des trous sur la périphérie des anneaux pour permettre le guidage des câbles. Ils sont au nombre de 12 (conception d'un système à quatre modules ayant trois câbles d'actionnement chacun) et sont espacés tous les 30°.

Le positionnement radial des trous sur les anneaux a été calculé et validé pour permettre aux modules de se courber suivant des courbures très importantes (avec des rayons de courbure allant jusqu'à 15 mm) sans que les câbles ne touchent la partie centrale (les ressorts/tubes) ou l'épaulement des anneaux.

De plus, nous avons chanfreiné les extrémités des trous pour avoir une forme conique, réduisant ainsi la surface de contact des câbles (pour l'assimiler à un contact ponctuel même sous une forte courbure du module).

Sous-assemblages « câbles »

Les câbles des modules distaux passant par les modules proximaux, chaque sous-assemblage « câble » d'un module est connecté aux sous-assemblages « câbles » des modules adjacents qui lui correspondent : par exemple, le sous-assemblage du câble n°1 du module distal M_4 et connecté au sous-assemblage du câble n°1 du module M_3 , lui-même connecté au sous-assemblage du câble n°1 du module M_2 , lui-même connecté au sous-assemblage du câble n°1 du module M_1 (voir Fig. A-14).

En considérant la remarque précédente, nous pouvons aussi noter que les sous-assemblages des différents modules n'ont pas le même nombre de sous-assemblages « câbles » qui les traversent. En effet, le module distal M_4 comporte 3 sous-assemblages « câbles », le module M_3 comporte 6 sous-assemblages « câbles », le module M_2 comporte 9 sous-assemblages « câbles » et le module M_1 comporte 12 sous-assemblages « câbles ».

Chaque sous-assemblage « câble » est composé de segments dont la longueur est paramétrée (voir paragraphe suivant sur le paramétrage du modèle).

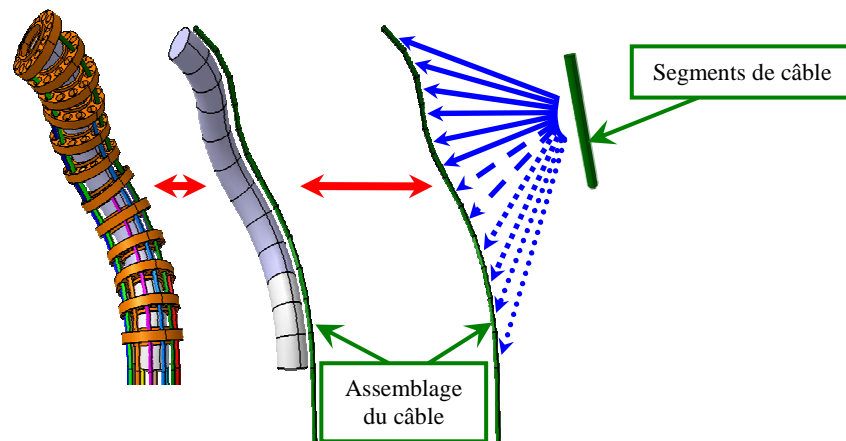


Fig. A-14 : Assemblage d'un « câble » du module M_4

Paramétrage du modèle

Toutes les pièces sont paramétrées pour que le modèle CAO calcule la forme du système par le modèle géométrique direct (voir Fig. A-15, où certaines relations sont présentées) :

- calcul de la longueur de chacun des segments des câbles ;
- calcul de la longueur des tubes/ressorts ;
- calcul de la position et orientation des anneaux de guidage.

Ensuite, en fin de calcul, le système modulaire est tracé dans la pose souhaitée : toutes les pièces (anneaux, ressorts, câbles) se repositionnent en respectant les liaisons définies entre chacune d'elles.

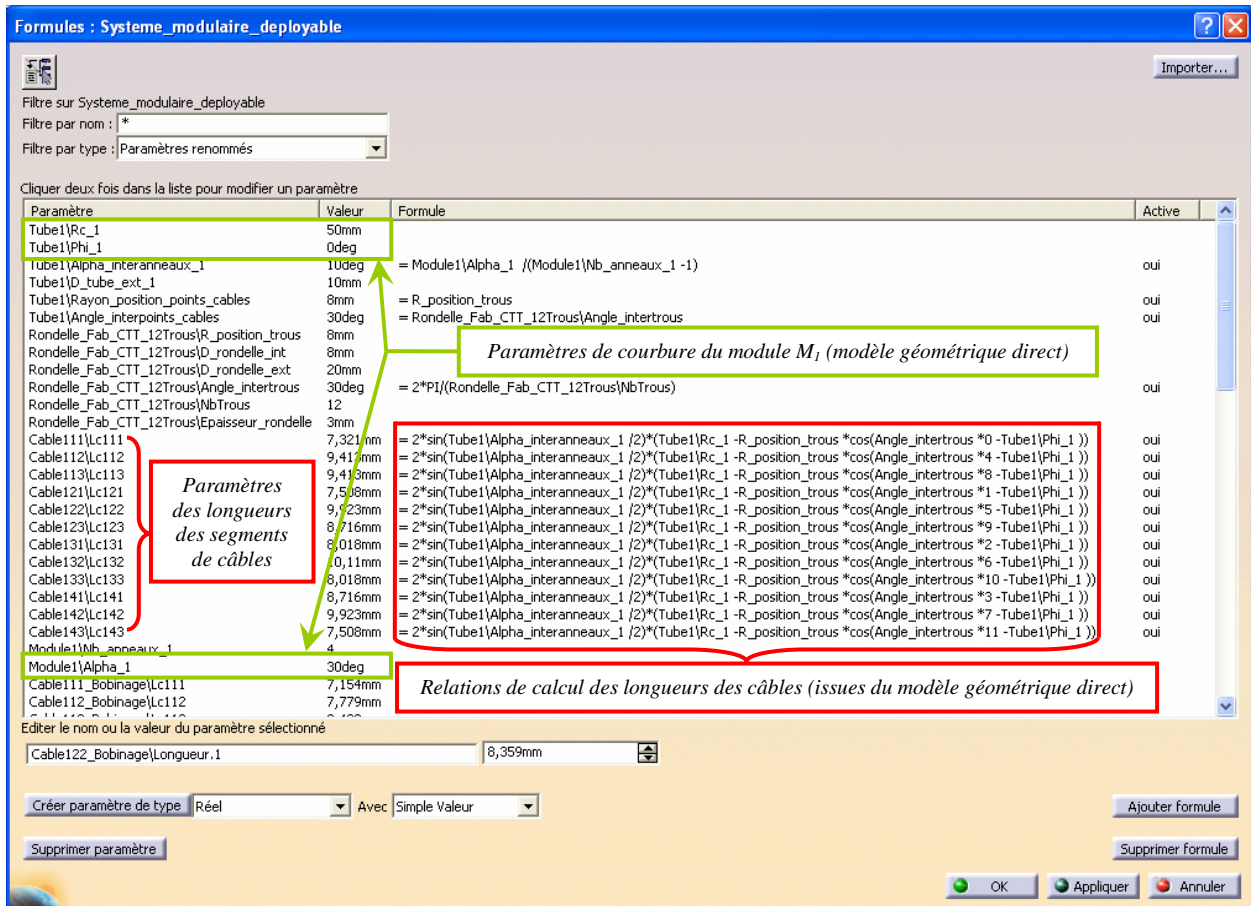


Fig. A-15 : Fenêtre de paramétrage du modèle CAO sous « CATIA »

Le modèle CAO ainsi réalisé avec « CATIA » permet de vérifier des poses du système par le modèle géométrique. La simulation du déploiement du système pourrait être envisagée sous « CATIA », mais elle impliquerait une mise en place complexe. En effet, le logiciel ne permet pas de prendre les variables de dimensionnement de pièces comme des variables d'entrée de son module cinématique de simulation de mouvements : nous ne pouvons pas faire varier les longueurs des segments de câbles dans une simulation cinématique sous « CATIA ». Néanmoins, il serait possible de remplacer les pièces correspondant aux câbles par des variables de distance (n'ayant aucune « structure géométrique et physique » de pièce). Ces variables pourraient ensuite être utilisées dans le module cinématique de « CATIA » pour simuler les mouvements, mais la mise en place du scénario d'actionnement de ces diverses variables serait très complexe. Il faudrait enregistrer, pour chacune des variables, les différentes valeurs prises à chaque instant d'actionnement du déploiement.

Pour ces raisons, la simulation du déploiement sous « CATIA » n'a pas été retenue. Elle est réalisée par l'« IHM » programmée sous « MatLab ».

Sous-assemblages SA2 « poutre et motorisation »

Chacun des trois sous-assemblages « poutre et motorisation » comporte un moteur de chaque module du système (Fig. A-16) : quatre moteurs au total par sous-assemblage car le démonstrateur est conçu pour avoir jusqu'à quatre modules (donc douze moteurs au maximum).

Pour chaque sous-assemblage, les moteurs sont fixés sur une poutre par l'intermédiaire d'une « patte de fixation ». Deux équerres en chaque bout de poutre permettent de fixer cette dernière aux deux socles (du haut et du bas du bâti).

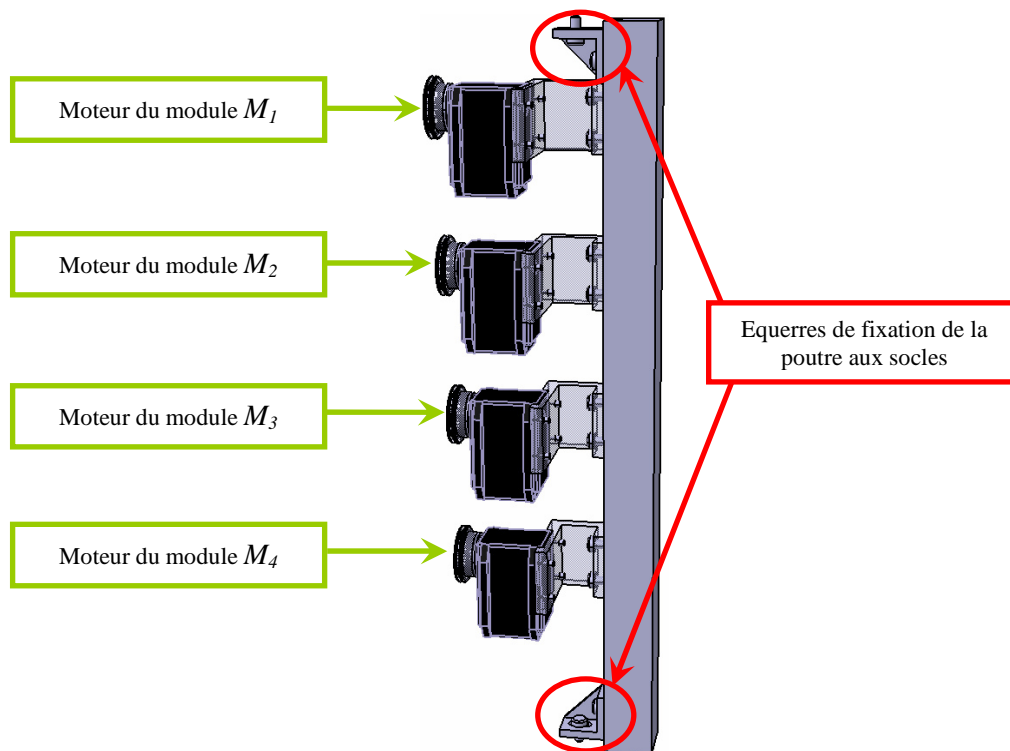


Fig. A-16 : Sous-assemblage SA2 « poutre et motorisation »

Sous-assemblages « motorisation »

Chaque sous assemblage « motorisation » (Fig. A-17) est constitué d'un moteur (avec les pièces « bloc moteur » et « rotor ») et d'une « bobine ». Cette dernière est maintenue en position au niveau de l'extrémité du rotor avec un montage par centrage court et serrage par des vis.

Les bobines sont dimensionnées comme énoncé au début de ce chapitre : avec un rayon de 15 mm. La course totale pour un tour de moteur Dynamixel (de 0° à 300°, voir tableau des caractéristiques des moteurs, Tab. 4-4) est de : $15 \times 300 \times \pi / 180 = 78,53\text{mm}$.

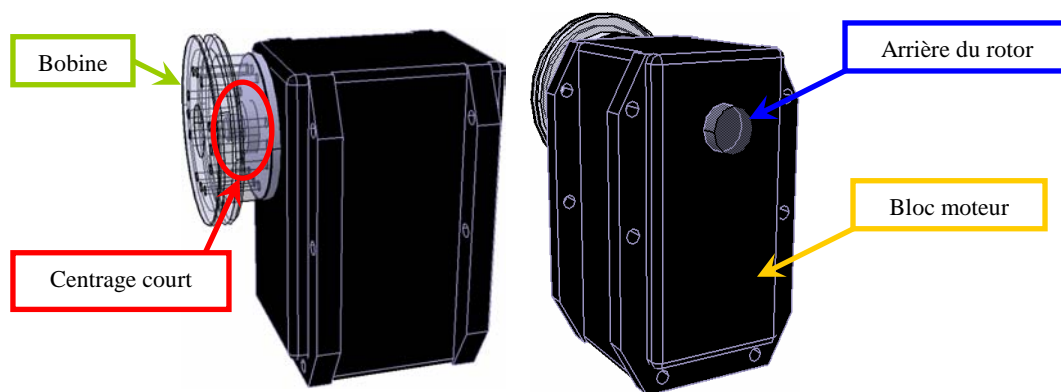


Fig. A-17 : Sous-assemblage « motorisation »

Pièces « poutres »

Les « pattes de fixation » se fixent aux poutres par l'intermédiaire d'ensembles vis-écrou. Les écrous sont de forme carrée et viennent se glisser dans les rainures des poutres (Fig. A-18). Les pattes sont ensuite maintenues en position par serrage des vis-écrous.

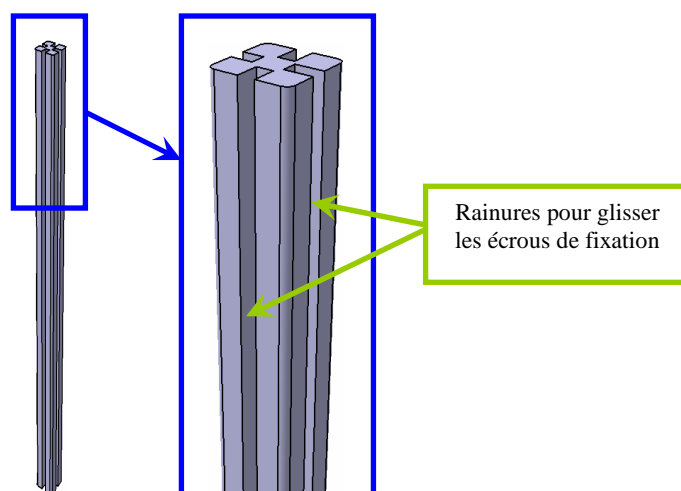


Fig. A-18 : Pièce « poutre »

Pour positionner les moteurs à l'intérieur du bâti, trois paramètres doivent être fixés : un paramètre suivant chacune des trois directions de l'espace.

Le premier paramètre considéré, « h », correspond au positionnement suivant la « hauteur » (suivant l'axe vertical). C'est la distance entre les moteurs et le « socle du haut ». Ce paramètre est fixé lors du serrage des vis-écrous de maintien des « pattes de fixation » le long des « poutres ».

Deux autres paramètres « b_1 » et « b_2 » (voir définition ci-dessous) sont à considérer suivant le plan horizontal. Ils sont pris en compte dans le dimensionnement des pattes de fixation.

Pièces « pattes de fixation »

Certaines contraintes sont importantes à respecter lors du dimensionnement et de la fabrication des « pattes de fixation » afin de positionner convenablement les moteurs (Fig. A-19) :

- « b_1 » correspond à l'écartement du moteur par rapport à la « poutre » ;
- « b_2 » correspond à la position relative des trous de fixation des « blocs-moteurs » par rapport aux trous de fixation des pattes avec la « poutre » ;
- « d_1 » et « d_2 » définissent la position relative des trous de fixation des moteurs sur les « pattes de fixation » ;
- l'alignement vertical et horizontal des trous.

Ces contraintes permettent le positionnement précis des bobines (fixées en bout des axes des moteurs), pour que les câbles puissent « monter » verticalement jusqu'aux trous de passage percés dans le « raccord ».

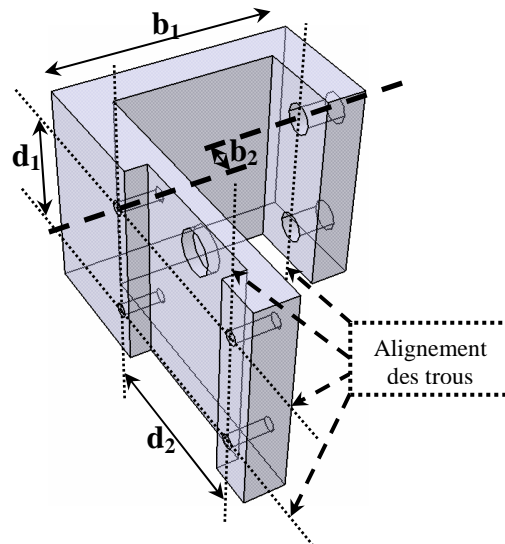


Fig. A-19 : Pièce « pattes de fixation »

Sous-assemblage SA3 « socle du haut »

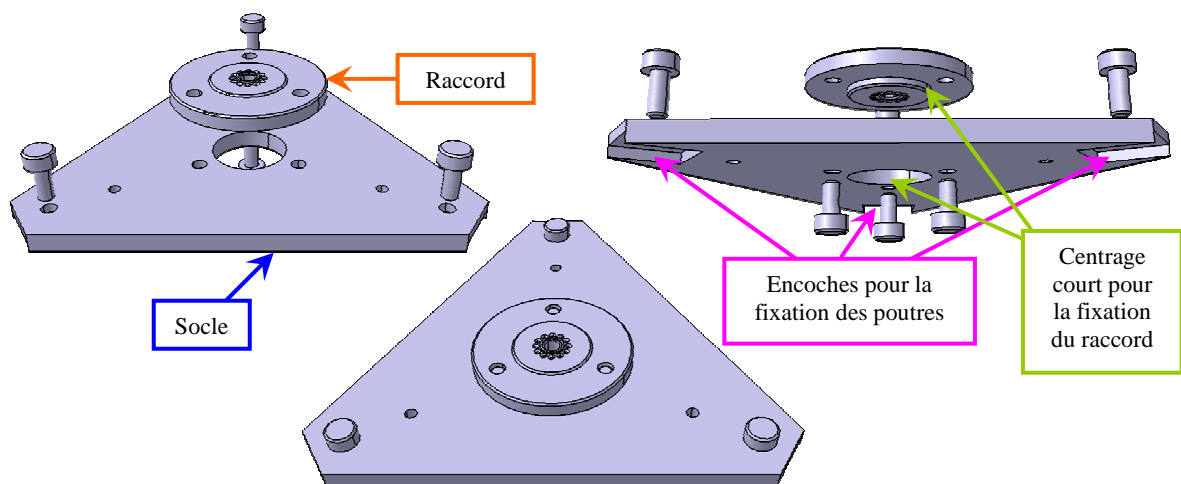


Fig. A-20 : Sous-assemblage SA3 « socle du haut »

Le sous-assemblage « socle du haut » se décompose en deux pièces principales : le socle et le raccord (Fig. A-20). Le socle du haut aurait pu être réalisé en une seule pièce, mais nous avons choisi de le séparer en deux, afin d'avoir une pièce adaptable et interchangeable, le « raccord », permettant de monter sur le bâti plusieurs systèmes modulaires ayant des dimensions différentes.

Le « raccord » est monté et maintenu en position sur le « socle du haut », par un centrage court et un serrage par des vis. Il est percé pour pouvoir faire passer les câbles d'actionnement des divers modules du système. Les trous sur le « raccord » ont donc la même disposition que ceux des « anneaux de guidage ».

Le « socle du haut » a une forme triangulaire et trois encoches sont usinées en chacun de ses sommets pour permettre de positionner les poutres. Des vis de serrage plaquent la surface supérieure des poutres contre l'intérieur des encoches du socle.

Pièce « socle du bas »

Le « socle du bas » (Fig. A-21) permet de maintenir en position les extrémités inférieures des poutres. Comme pour le « socle du haut », des encoches sont usinées en chacun des sommets du « socle du bas ».

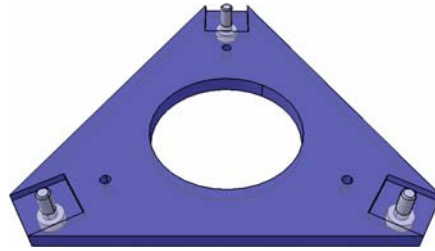


Fig. A-21 : Pièce « socle du bas »

Un perçage est réalisé au centre du « socle du bas » pour permettre d'observer le montage de l'ensemble (bâti, moteurs, bobines, câbles, socles) par une vue de dessous.

Annexe 6 : Interface Homme Machine pour la simulation et la commande du démonstrateur

Architecture logicielle de l'« IHM »

L'« IHM » (« Interface Homme Machine ») comporte une structure arborescente qui se décompose en différents menus corrélés les uns aux autres (voir Fig. A-22).

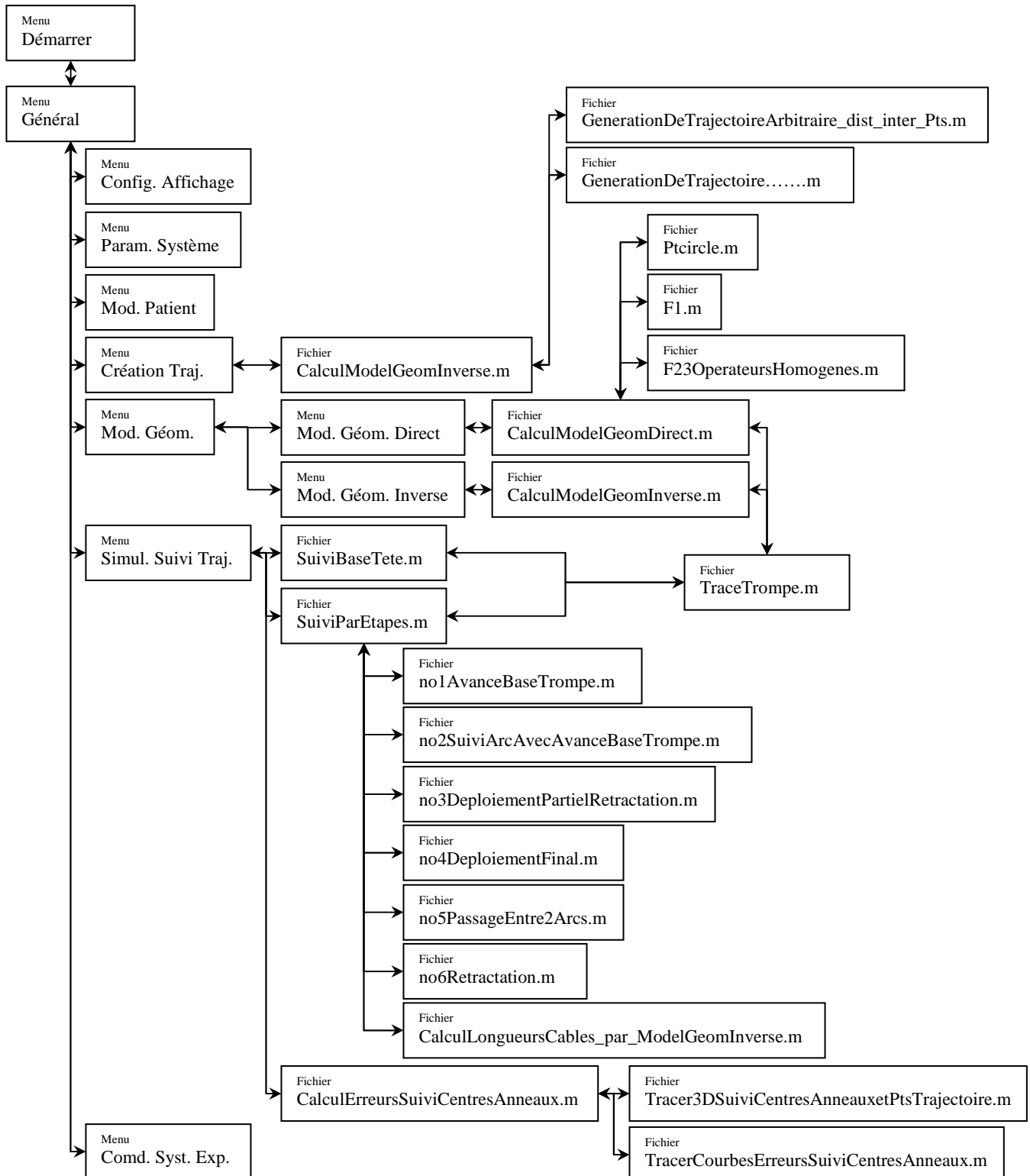


Fig. A-22 : Architecture logicielle de l'IHM programmée sous MatLab

Chaque menu peut faire appel soit à d'autres menus, soit à des fichiers réalisant des fonctionnalités de calculs. Après l'ouverture d'un menu, il est toujours possible de revenir au menu précédant grâce à un bouton de retour disponible sur chaque fenêtre de menu.

Dans les paragraphes qui suivent, nous commençons en expliquant comment lancer et utiliser l'IHM, puis nous présentons différents menus complémentaires à ceux exposés dans le manuscrit.

Démarrage et initialisation

Pour commencer, il faut ouvrir la fenêtre d'initialisation (voir Fig. A-23). En cliquant sur « Démarrer », tous les chemins d'accès des différents sous-menus et fichiers MatLab de l'IHM se chargent en mémoire, puis la fenêtre se ferme et laisse la place à la fenêtre suivante du « Menu Général ».

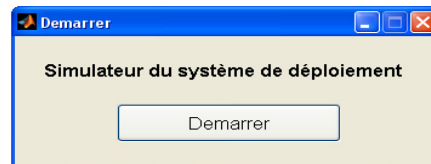


Fig. A-23 : Menu « Démarrer »

Menu général

Le « Menu Général » (voir Fig. A-24) permet d'accéder aux différents sous-menus de l'IHM :

- « Configuration de l'affichage » ;
- « Paramétrisation » ;
- « Modélisation de la tête patient » ;
- « Créer une trajectoire » ;
- « Modélisation géométrique » ;
- « Commande du système ».

Enfin, un dernier bouton permet de quitter et fermer l'IHM.

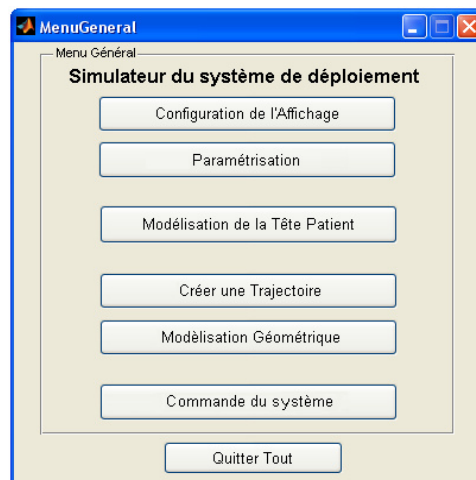


Fig. A-24 : Menu « Général »

Configuration et paramétrage

Les deux premiers sous-menus du « Menu Général » permettent de configurer :

- La taille des fenêtres d'affichage des simulations (voir Fig. A-25), en définissant les bornes minimales et maximales sur chaque axe (deux boutons d'« affichage standard » permettent de sélectionner des jeux de valeurs prédéfinies par défaut) ;
- Les paramètres définissant et dimensionnant le robot de déploiement (voir Fig. A-26) : le nombre de modules, le nombre d'anneaux de guidage des câbles pour chacun des modules, le coefficient d'élongation des modules, les longueurs initiales « LCR » de chacun des modules, le rayon du cercle définissant les points de passage des câbles dans les anneaux, le rayon extérieur du système, l'épaisseur des anneaux, la rayon des ressorts ou du tube pneumatique et le rayon des bobines des moteurs.

Une fois toutes les tâches terminées, il faut retourner au « Menu Général ».

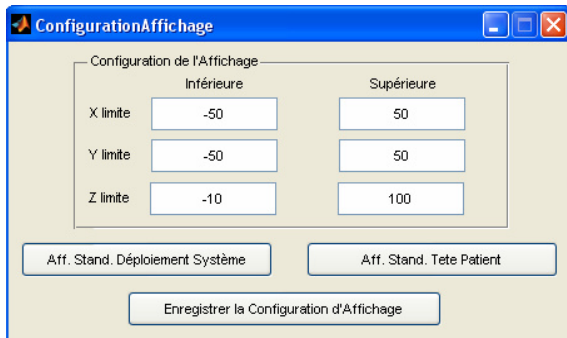


Fig. A-25 : Menu « Configuration de l’Affichage »

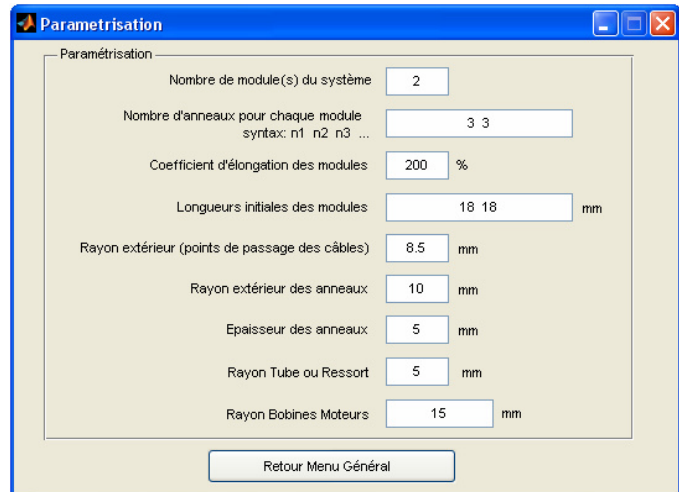


Fig. A-26 : Menu « Paramétrisation du système »

Modélisation de la tête du patient

Ce menu est créé pour représenter en trois dimensions la tête du patient. Il lit les fichiers d'image de chaque coupe IRM successive de la tête du patient (voir Fig. A-27) et reconstitue par superposition la tête globale. Certains paramètres sont à définir comme la taille des pixels, ou l'espace entre chaque coupe.

Les fichiers d'images étant relativement lourds, le temps de reconstitution est souvent très long. Nous avons donc fait appel à d'autres logiciels utilisés par les chirurgiens pour reconstruire en trois dimensions les crânes des patients (comme le logiciel IPlan utilisé dans le chapitre 3).

Une fois toutes les tâches terminées, il faut retourner au « Menu Général ».

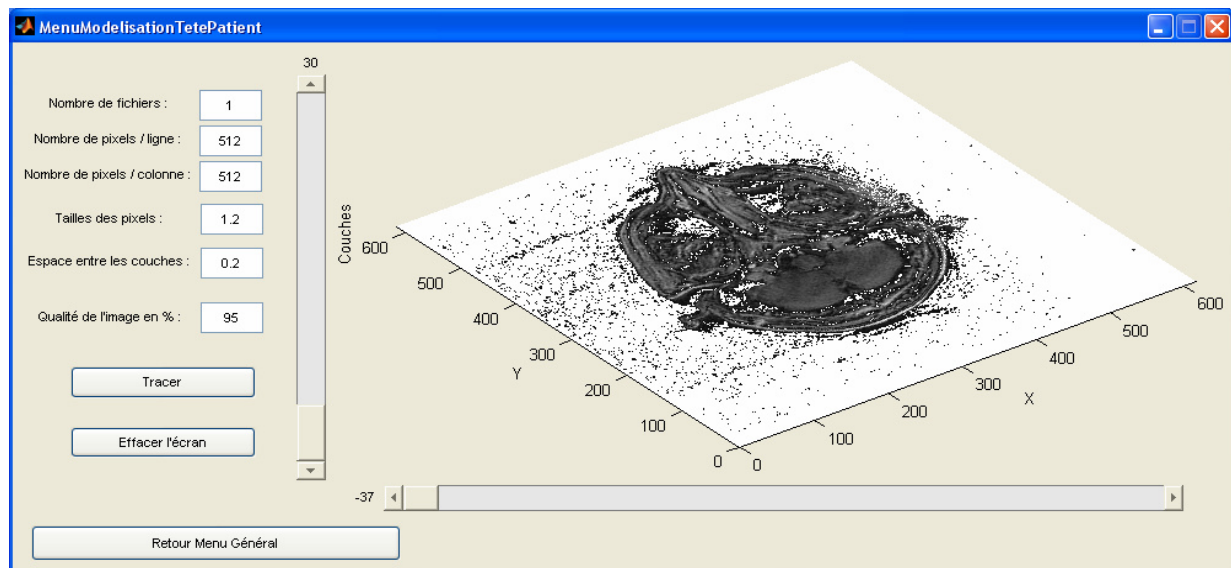


Fig. A-27 : Menu « Modélisation Tête Patient »

Construction de la trajectoire à partir de la modélisation de la tête du patient

Ce deuxième menu permet de construire une trajectoire à partir de points positionnés sur des coupes d'IRM. La fenêtre de construction de trajectoire est basculée en mode de construction par « Prises de points de passage sur les coupes d'images » (voir Fig. A-28).

Un certain temps est nécessaire à l'affichage de toutes les coupes d'images. Avant de sélectionner les points, deux paramètres sont à fixer : le nombre d'arcs et le nombre de points par arc.

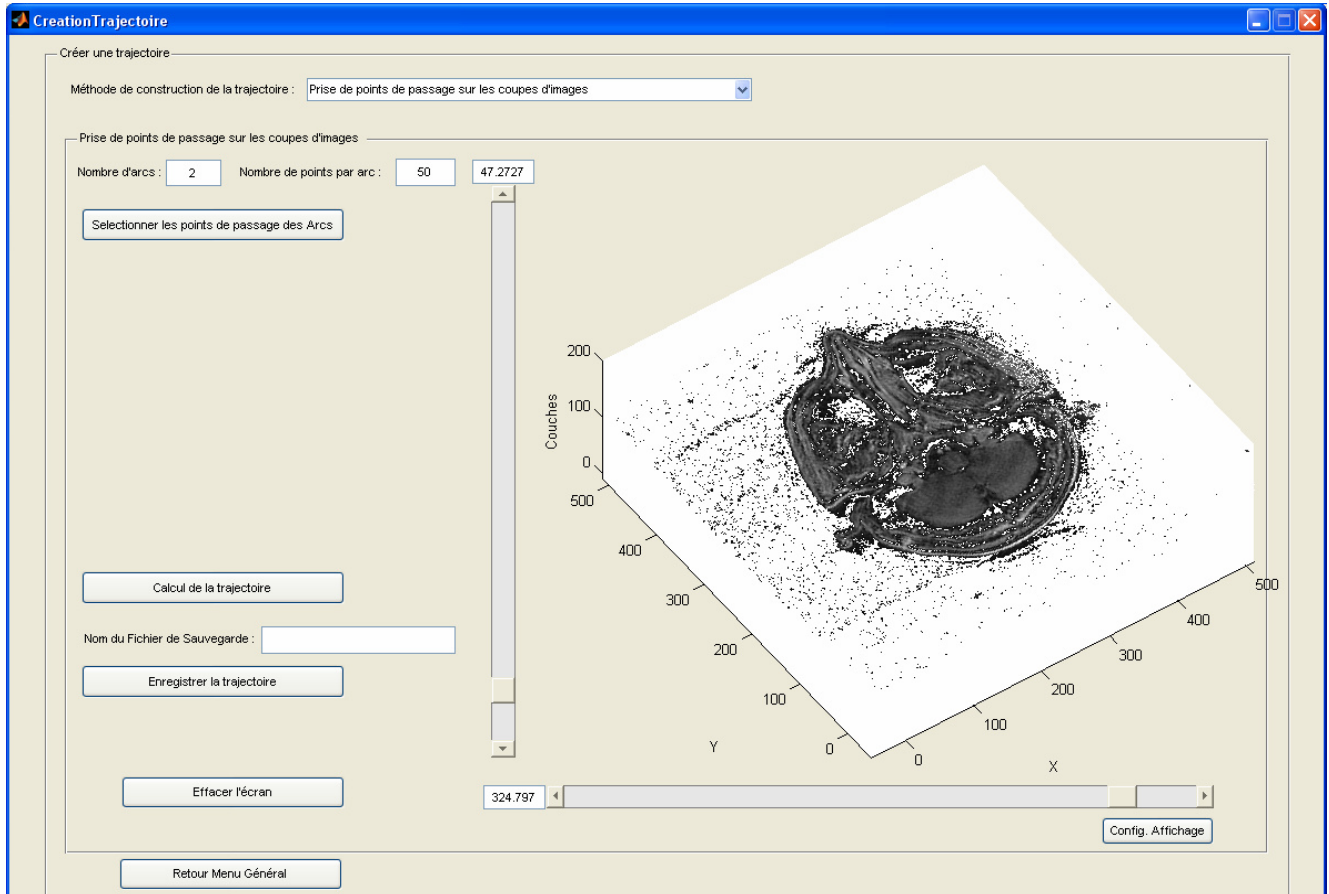


Fig. A-28 : Menu « Création de la Trajectoire » à partir de la modélisation de la tête du patient

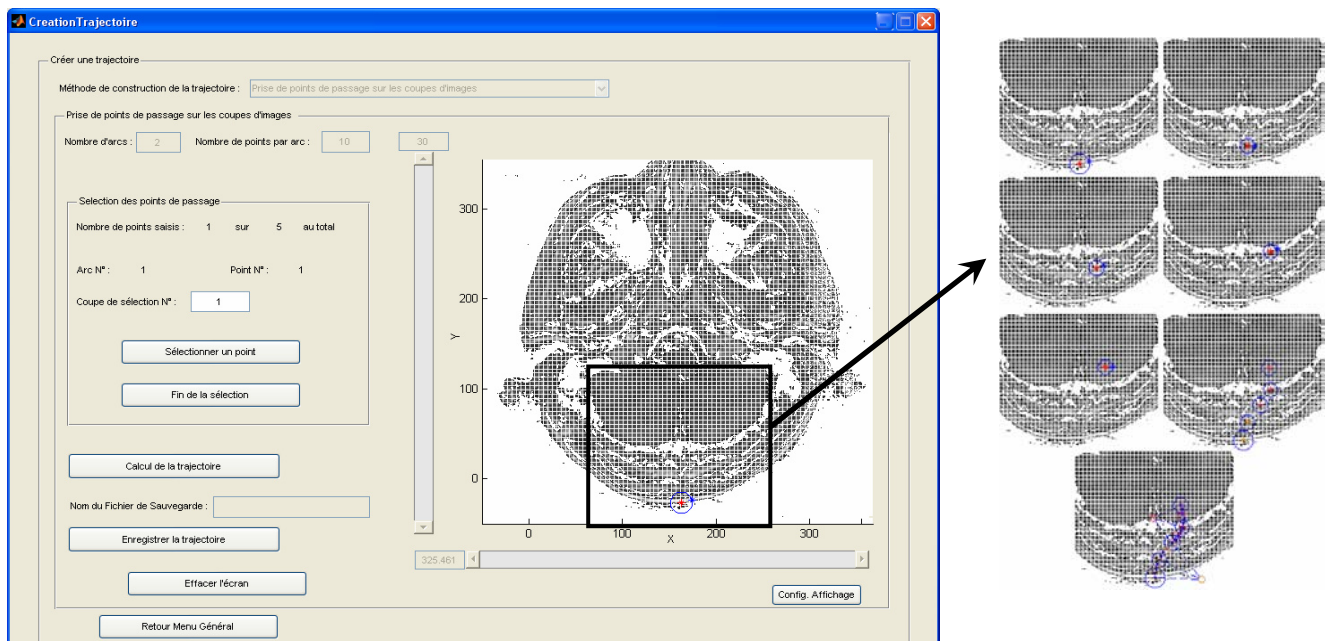


Fig. A-29 : Construction d'une trajectoire à partir de la modélisation de la tête du patient

Ensuite, en cliquant sur « Sélectionner les points de passage des arcs », le processus de sélection se met en place, guidant pas à pas l'utilisateur (voir Fig. A-29). La sélection s'organise de la manière suivante :

- entrer le numéro de coupe à afficher (coupe sur laquelle positionner le prochain point) ;
- cliquer sur « Sélectionner un point » ;
- affichage de la coupe ;
- cliquer sur la coupe à l'endroit où positionner le point (il s'affiche en rouge sur la coupe) ;

- cliquer autour du point pour définir un intervalle de tolérance (utile pour une optimisation de la trajectoire).

Ce cycle est répété autant de fois qu'il y a de points à sélectionner. Pendant toute la sélection des points, tous les boutons non nécessaires à la sélection sont verrouillés. L'utilisateur peut vérifier où il en est dans sa sélection, car la fenêtre actualise automatiquement le numéro de l'arc et le numéro du point qui est en train d'être sélectionné. Elle donne aussi le nombre de points déjà sélectionnés par rapport au nombre de points total à sélectionner. Dès que le nombre total de points a été sélectionné, le bouton « Fin de la sélection » se déverrouille et permet de sortir de la sélection.

En cliquant sur « Calcul de la trajectoire », la trajectoire est construite. Une illustration d'un exemple de trajectoire obtenue est donnée sur la droite de la Fig. A-29.

Après avoir entré un nom de fichier, les coordonnées des points de la trajectoire construite peuvent être enregistrées en cliquant sur « Enregistrer la trajectoire ». Le fichier créé s'affiche à l'écran, ainsi que la représentation 3D de la trajectoire (comme dans le mode précédent de construction de trajectoire).

Une fois toutes les tâches terminées, il faut retourner au « Menu Général ».

Résumé

Intégrés dans un projet de développement d'un système multi-robots de neurochirurgie mini-invasive pour l'ablation de tumeurs, ces travaux ont pour objectif la conception et modélisation d'un robot déployable dans le cerveau, selon des trajectoires curvilignes, sans espace libre autour de sa structure et sans guide naturel pour aider à sa progression.

Après définition de la tâche de déploiement, un état de l'art recense un large panel de concepts et une évaluation sélectionne un concept continu bio-inspiré des trompes d'éléphant. La solution modulaire du robot est définie et modélisée géométriquement en associant une chaîne cinématique aux mobilités continues du robot.

Une stratégie de déploiement, reposant sur une succession ordonnée d'extensions/rétractations locales pour une élongation itérative du robot, est formalisée pour le cas générique à N modules, puis validée par des plans de simulations de robots ayant 1 à 3 modules (erreur de suivi inférieure à 1mm).

Sur un modèle d'étude de gels d'agar (texture proche du cerveau), les efforts de pénétration du robot dans le cerveau sont estimés, puis la conception CAO et la fabrication d'un démonstrateur à ressorts sont réalisées. Une interface homme/machine, simulant et commandant le robot, est programmée et des tests sont effectués pour valider certains aspects du déploiement. Un deuxième démonstrateur actionné pneumatiquement est à finaliser pour procéder à une étude comparative des deux prototypes.

Même si des perspectives d'amélioration restent à explorer, les résultats obtenus sont encourageants. Un travail collaboratif entre spécialistes de différents domaines devrait conduire à l'optimisation de ce robot de déploiement.

Mots Clefs : *Neurochirurgie, Cerveau, Tumeur, Robot de déploiement, Modélisation, Concept continu bio-inspiré en « trompe d'éléphant », Stratégie de déploiement, « IHM », Démonstrateur, Efforts de pénétration*

Abstract

The aim of this work, which was part of a research programme to develop a minimally invasive multi-robotic neurosurgery system for cerebral tumour ablation, was the design and modelling of a robot that can be deployed inside the brain, along curved trajectories, with no free space surrounding its structure nor any natural guide to help its progression.

After definition of the deployment task, a state of the art search found a wide range of systems, from which a bio-inspired continuum design based on the elephant's trunk was selected. The modular robot approach was defined and geometrically modelled by combining a cinematic chain with the continuum mobility of the robot.

A deployment strategy, based on an ordered succession of local extensions/retractions for an iterative elongation of the robot, was formalised for the generic case of N modules, then validated with plans of simulations of robots composed of 1 to 3 modules (trajectory following error less than 1 mm).

The agar gel (whose texture is close to that of the brain) study model was used to estimate the penetration efforts of the robot in the brain, and CAD to construct a demonstrator robot on springs. A human/machine interface was programmed to simulate and control the robot, and tests were conducted to validate certain aspects of the deployment. A second, pneumatically actuated, demonstrator will be constructed to carry out a comparative study of the two prototypes.

While there is room for improvement in some areas, the preliminary results are encouraging. Collaborative works with specialists from different fields should make it possible to optimize the deployment robot.

Keywords: *Neurosurgery, Brain, Tumor, Deployment robot, Modeling, Design of a continuum concept bio-inspired of "Elephant trunk", Deployment strategy, Human/Robot Interface, Demonstrator, Penetration Efforts*